

**Maria Inês Silva Barahona**

**Análise biomecânica dos pilares e parafusos  
protéticos em reabilitações fixas totais  
implanto-suportadas**

2014



**MESTRADO EM REABILITAÇÃO ORAL**  
**(2012-2014)**

**Análise biomecânica dos pilares e parafusos  
protéticos em reabilitações fixas totais  
implanto-suportadas**

**ORIENTADORES:**

**André Ricardo Maia Correia**

*Professor Auxiliar Convidado da FMDUP*

**José Carlos Reis Campos**

*Professor Associado com Agregação da FMDUP*

2014





## **FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO**

### **Membros do Conselho Científico**

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor António Cabral Campos Felino (Prof. Catedrático) – Vice-Presidente  
Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal Silva (Prof. Associado c/agregação)  
Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha (Prof. Associado)  
Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz (Prof. Associada)  
Prof. Doutora Inês Alexandra Costa Morais Caldas (Prof. Auxiliar c/ agregação)  
Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor João Carlos Gonçalves Ferreira de Pinho (Prof. Associado c/agregação)  
Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor José António Macedo Carvalho Capelas (Prof. Associado c/agregação)  
Prof. Doutor José Carlos Reis Campos (Prof. Associado c/ agregação)  
Prof. Doutor José Mário Castro Rocha (Prof. Auxiliar)  
Prof. Douto Manuel José Fontes de Carvalho (Prof. Associado)  
Prof. Doutora Maria Benedita Almeida Garrett Sampaio Maia Marques (Prof. Auxiliar)  
Prof. Doutora Maria Cristina P. C. M. Figueiredo Pollmann (Prof. Associada)  
Prof. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva (Prof. Catedrática)  
Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes (Prof. Catedrática)  
Prof. Doutora Maria Lurdes Ferreira Lobo Pereira (Prof. Auxiliar)  
Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz (Prof. Associado c/ agregação - personalidade convidada)  
Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes Silva (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor Mário Ramalho Vasconcelos (Prof. Associado c/agregação)  
Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor Paulo Rui Galvão Ribeiro Melo (Prof. Associado c/ agregação)  
Prof. Doutor Ricardo Manuel Lobo Faria Almeida (Professor Associado c/ agregação)



## **FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO**

### **Membros do Conselho Científico**

#### *Docentes Jubilados*

Prof. Doutor Adão Fernando Pereira (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor Amílcar Almeida Oliveira (Prof. Associado)  
Prof. Doutor António Manuel Machado Capelas (Prof. Associado - falecido)  
Dr. António Ulisses Matos dos Santos (Assistente Convidado)  
Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira (Prof. Associado c/ Agregação)  
Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas (Prof. Catedrático)  
Dr. José Maria Vaz Osório (Assistente Convidado)  
Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor Manuel Desport Marques (Prof. Associado Convidado - falecido)  
Prof. Doutor Manuel Guedes de Figueiredo (Prof. Associado)

#### *Docentes Aposentados*

Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas (Prof. Auxiliar)  
Prof. Dr. Artur Manuel Osório de Araújo (Prof. Associado Convidado)  
Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor Fernando José Brandão Martins Peres (Prof. Catedrático - falecido)  
Prof. Doutor José Albertino Cruz Lordelo (Prof. Associado c/ agregação)  
Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutor Manuel Pedro da Fonseca Paulo (Prof. Catedrático)  
Prof. Doutora Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas (Prof. Associada - falecida)  
Prof. Doutora Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares (Prof. Catedrática)  
Prof. Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco (Prof. Catedrático)



## **DEDICATÓRIAS**

Aos meus Pais,

Que sempre me apoiaram, sempre se orgulharam do meu percurso e me incitaram a voar mais alto, sempre com amor e carinho.

Aos meus irmãos,

Que estiveram sempre presentes, mesmo que longe, presenciando muitas das minhas ausências.

Ao Bruno,

Que esteve sempre comigo todos os dias e que com o seu amor me moveu para começar este projeto profissional e outros tantos pessoais.



## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Doutor André Correia, cuja boa disposição e perseverança foram determinantes para todas as fases deste projeto.

Ao Prof. Doutor José Carlos Reis Campos, pela sua iniciativa na construção da ponte entre a Medicina Dentária e a Biomecânica.

Ao Prof. Doutor João Carlos Sampaio Fernandes, pela sua ajuda no delinear do projeto e potenciar a minha paixão pela Prostodontia.

Ao Prof. Doutor Mário Vaz, por me despertar o gosto pela Biomecânica.

Ao Mestre Nuno Viriato, pela simpatia e disponibilidade que sempre demonstrou.

O meu Muito Obrigada.





## RESUMO

### INTRODUÇÃO

Uma das opções clínicas a considerar na reabilitação de desdentações totais é a prótese fixa suportada por implantes. O número e a distribuição dos implantes dependem da área a reabilitar, sendo essencial a análise de natureza anatômica e biomecânica, por forma a evitar complicações biológicas ou mecânicas. Estas últimas podem afetar diretamente a estrutura da reabilitação protética implanto-suportada e devem ser evitadas, ou minimizadas, por um exaustivo planeamento da reabilitação protética.

Deste modo, definiu-se como objetivo efetuar uma análise biomecânica dos pilares tipo *multi-unit* e dos parafusos protéticos nas reabilitações fixas totais implanto-suportadas, mediante variações do ponto de aplicação da carga, dimensão da extensão protética e angulação do pilar protético.

### MATERIAL E MÉTODOS

Utilizando um programa de desenho assistido por computador criou-se um modelo tridimensional simplificado de uma arcada mandibular sobre o qual foram desenhados sete modelos de reabilitações implanto-suportadas. Sobre os modelos foi desenhada uma estrutura protética simplificada tipo barra a unir todos os implantes, por forma a permitir a simulação da aplicação de cargas mastigatórias, verticais e oblíquas, em diferentes locais. Nestes modelos virtuais foram aplicadas malhas de elementos finitos para efetuar uma análise da distribuição de tensões e deformações nas diferentes simulações, em particular nos pilares e parafusos protéticos.

### RESULTADOS

Através das diferentes simulações efetuadas, verificou-se que, no ensaio com carga aplicada no elemento *cantilever* e em cargas oblíquas, o modelo com os implantes distais angulados e extensão de 10mm apresentou valores mais elevados de tensões e deformações no pilar protético. A zona mais frequentemente observada como local de maior tensão foi a zona distal e lingual da interface pilar-implante. Os parafusos protéticos foram locais de menor concentração de tensões e deformações.

### CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que as situações clínicas em que é efetuada uma prótese fixa sobre 6 implantes, sem *cantilever* e com pilares retos são as que apresentam uma solução biomecânica mais favorável. A situação clínica com 4 implantes em que os distais eram angulados e com o *cantilever* de 10mm foi a mais desfavorável do ponto de vista biomecânico.



## **ABSTRACT**

### **INTRODUCTION**

In total edentulous patients, implant-supported total prosthesis is a proved viable option. In these rehabilitations, the number and distribution of implants depend on the rehabilitation area, becoming essential the anatomical and biomechanical analysis, in order to avoid biological or mechanical complications. The last ones, may directly affect the implant-supported structure and could be avoided or minimized through exhaustive rehabilitation planning.

The goal was defined to be a biomechanical analysis of abutments like multi-unit and prosthetic screws in full screw-retained implant-supported prosthesis, under different load applications, cantilever extension and abutment angulation.

### **MATERIAL AND METHODS**

Using a CAD software, a tridimensional simplified model was created of a mandibular arch and seven models of implant-supported rehabilitations were made over it. In every model it was designed a simplified prosthetic infra-structure, as a bar splinting all the implants, in order to simulate the application of masticatory forces, vertical and oblique, in different places. In these virtual models, were applied finite element meshes in order to analyze stress and strain distribution in different simulations, particularly on abutments and prosthetic screws.

### **RESULTS**

With different simulations, it was observed the model with distal tilted implants in the test with oblique forces on the cantilever had higher values of stress and strain on the abutment. The distal and lingual areas of the interface abutment-implant were the most frequent local of maximum stress. It was found that prosthetic screws were areas of less stress and strain concentration.

### **CONCLUSION**

Within the limitations of the study, we can conclude that in clinical situations which is made a prosthesis with 6 implants, without cantilever and with straight abutments we achieve the most favorable biomechanic situation. The tilted implants model with 10mm cantilever was the less favorable situation in a biomechanics point a view.



# ÍNDICE

<b>I- INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>1- PRÓTESE FIXA TOTAL IMPLANTO-SUPORTADA</b>	<b>2</b>
1.1- DEFINIÇÃO	4
1.2- CARACTERÍSTICAS	5
1.3- VANTAGENS E DESVANTAGENS	6
1.4- COMPLICAÇÕES PROTÉTICAS	7
1.5- BIOMECÂNICA APLICADA À IMPLANTOLOGIA	11
1.6- MÉTODOS DE ANÁLISE NUMÉRICA DE TENSÕES	24
<b>II- OBJETIVOS</b>	<b>27</b>
<b>III- MATERIAL E MÉTODOS</b>	<b>31</b>
3.1- DESENHO ASSISTIDO POR COMPUTADOR DE MODELOS 3D DE DIFERENTES MODELOS DE REABILITAÇÕES FIXAS TOTAIS IMPLANTO-SUPORTADAS	34
3.2- GERAÇÃO DE MALHAS DE ELEMENTOS FINITOS NOS DIFERENTES MODELOS 3D	36
3.3- PROPRIEDADES DOS MATERIAIS UTILIZADOS NAS SIMULAÇÕES	38
3.4- SIMULAÇÃO DE CARGA (ENSAIOS)	39
<b>IV- RESULTADOS</b>	<b>43</b>
4.1- CARGA APLICADA ANTERIOR AO CANTILEVER	45
4.2- CARGA APLICADA SOBRE O CANTILEVER	53
4.3- CARGA DISTRIBUÍDA POR TODA A ARCADA	59
4.4- CARGA APLICADA NO SETOR ANTERIOR	66
4.5- CARGA APLICADA NOS SETORES POSTERIORES	74
<b>V- DISCUSSÃO</b>	<b>83</b>
<b>VI- CONCLUSÕES</b>	<b>95</b>
<b>VII- BIBLIOGRAFIA</b>	<b>99</b>



## **I – INTRODUÇÃO**





## **1. PRÓTESE FIXA TOTAL IMPLANTO-SUPORTADA**

O objetivo da Medicina Dentária é restituir ao paciente a função, conforto, estética, fonética e saúde normais, independentemente da atrofia, doença ou lesão do sistema estomatognático. No entanto, quanto mais desdentado o paciente, mais difícil este objetivo se torna dentro da Medicina Dentária.(1)

A introdução dos implantes dentários veio permitir ao paciente uma substituição mais próxima da estrutura dentária traduzindo-se, na maioria das situações, numa mais-valia funcional e estética. Esta evolução verificada nas últimas décadas nesta área tem contribuído para um aumento das expectativas de um número crescente de pacientes que procuram conforto e funcionalidade máximos na reabilitação dos seus espaços desdentados. Para além da elevada previsibilidade e taxa de sucesso dos implantes dentários a longo prazo, a procura crescente por este tipo de tratamento resulta também da combinação de outros fatores: a existência de espaços desdentados, condições anatómicas do rebordo residual com o progressivo desconforto do paciente com próteses removíveis, resultados previsíveis a longo prazo de próteses implanto-suportadas, necessidades psicológicas e conhecimento das vantagens deste tipo de reabilitação por parte do Médico Dentista e do paciente.(2, 3)

Os critérios base de sucesso de implantes endósseos foram atualizados por Albrektsson e colegas em 1986 e continuam a ser atualmente os mais utilizados.(4, 5) Os parâmetros para avaliação de sucesso clínico dos implantes são: capacidade funcional, ausência de dor e mobilidade e saúde da mucosa perimplantar. A satisfação do paciente também é um critério de sucesso considerado por alguns autores.(6) Contudo, outros autores(5) consideram que nos dias de hoje, deveriam ser introduzidos novos parâmetros para avaliar o sucesso dos implantes e suas restaurações. Estes incluem estado de saúde, aspecto natural do dos tecidos peri-implantares como também parâmetros protéticos, estética e a satisfação do paciente(5).

## 1.1. DEFINIÇÃO

Uma condição comum nos pacientes idosos é a ocorrência de desdentação, que pode derivar de vários fatores como uma higiene oral pobre, lesões de cárie, doença periodontal ou até dentes inviáveis de restaurar. Esta condição de desdentação apresenta um impacto negativo sobre a qualidade de vida dos mesmos. Deste modo, os Médicos Dentistas são confrontados com a necessidade de oferecer soluções a esta população, devido a um aumento da esperança média de vida, e de realizar próteses que reponham a sua dentição, com satisfação e qualidade de vida.

O tratamento convencional para o paciente desdentado total passa pelas próteses removíveis totais tradicionais. Contudo, com a perda de dentes e consequente involução dos tecidos periodontais pode-se alterar o comportamento biomecânico das próteses totais diminuindo o seu suporte, retenção e estabilidade. Os indivíduos desdentados totais podem apresentar uma área basal diminuída, reabsorção alveolar extensa e musculatura paraprotética que exerce influência por vestibular e por lingual, entre outros. Tudo isto proporciona uma retenção e estabilidade pouco satisfatórias, comprometendo o conforto do paciente e consequentemente o uso da prótese, associado também a dor, zonas de desconforto e dificuldades na alimentação.

Como alternativa, a prótese fixa total implanto-suportada apresenta-se hoje como a melhor forma de reabilitação para pacientes totalmente desdentados, sempre que se verifiquem condições sistémicas e locais para a sua realização.

De acordo com o Glossário de Termos Prostodônticos(7) uma prótese fixa define-se como *“qualquer prótese dentária que é cimentada, aparafusada ou mecânicamente encaixada ou retida de forma segura a dentes naturais, raízes dentárias e/ou implantes dentários que fornecem o suporte primário à prótese dentária”*, pelo que o conceito de prótese fixa implanto-suportada já se encontra aqui incluído.

## 1.2. CARACTERÍSTICAS

A prótese fixa total implanto-suportada constitui-se portanto como uma opção bastante viável de tratamento, proporcionando retenção e estabilidade, permitindo um aumento na eficiência mastigatória, segurança e melhorias a nível psicológico e na auto-estima do paciente.

Um artigo de Babbush et al.(8) relata que próteses implanto-suportadas melhoram significativamente a qualidade de vida de pacientes desdentados totais quando comparadas com próteses convencionais. As próteses totais suportadas por implantes têm sido documentadas como um procedimento previsível, com altas taxas de sucesso e longevidade relatados na literatura.(8, 9)

A reabilitação total fixa sobre implantes é suportada por um número variável de implantes, normalmente entre 4 e 6 colocados na parte mediana dos maxilares.(8, 10-12) Em 1983, Brånemark(13) referiu que a colocação de implantes, se poderia limitar à região entre buracos mentonianos na mandíbula e entre seios maxilares na maxila, assim que quatro implantes seria o número mínimo adequado para reabilitação de um paciente totalmente desdentado. No entanto, defendia que quando possível deveriam ser colocados seis implantes, na eventualidade de algum não osteointegrar. Em 1995, o mesmo autor publicou um estudo comparativo das taxas de sobrevivência das próteses fixas sobre 4 e 6 implantes. Brånemark et al.(11) concluiu que não existiam diferenças estatisticamente significativas nas taxas de sobrevivência em próteses colocadas sobre 4 e 6 implantes, com *follow-up* de 10 anos.

Neste tipo de reabilitações, os implantes são tradicionalmente colocados na posição vertical, no entanto, num maxilar totalmente desdentado como também num paciente pós-extracional, problemas como extrema reabsorção óssea, má qualidade óssea e a necessidade de enxertos ósseos anteriormente à cirurgia podem criar condições demasiado complexas e extensas, resultando em *cantilevers* bilaterais extensos que podem atingir os 20mm, por forma a garantir a colocação de dentes até ao primeiro molar.(14, 15) Neste sentido, angular os implantes distais poderá ser vantajoso, dado que um aumento da base da prótese reduz o *cantilever* e poderá diminuir a carga transmitida aos implantes, o que pode ser associado a uma maior sobrevivência protética e redução de complicações mecânicas. Esta colocação de implantes angulados pode diminuir também a necessidade de enxertos ósseos e melhorar a ancoragem do implante no osso cortical da parede anterior do seio maxilar e da fossa nasal. Vários estudos comprovam o uso de implantes angulados, desde o ano 2000 até aos dias de hoje.(12, 15-18)

O conceito da reabilitação tipo *All-on-four*, providencia a pacientes desdentados e pacientes pós-extracionais, uma prótese fixa com 4 implantes, dois anteriores rectos e dois posteriores angulados a 30° relativamente ao plano oclusal, idealmente os primeiros na posição correspondente aos dentes 32 e 42 e os últimos na posição dos dentes 35 e 45. O princípio envolve o uso de 4 implantes, restaurados com pilares rectos e angulados que suportam uma prótese provisória, no mesmo dia da cirurgia, com função imediata. Artigos publicados sobre o *All-on-four* relatam taxas cumulativas de sobrevivência de 92,2% a 100%.(8, 12, 19)

### **1.3. VANTAGENS E DESVANTAGENS**

Relativamente às vantagens deste tipo de próteses, segundo um artigo de revisão recente de Novaes(9), as próteses totais fixas implanto-suportadas em ambos os maxilares permitem restabelecer uma função semelhante à que se verifica com os dentes naturais, ao nível da actividade eletromiográfica, carga mastigatória e velocidade dos movimentos mandibulares.

Para além disso, pelo facto de serem fixas, o paciente pode usá-la de uma forma contínua, sendo os benefícios psicológicos otimizados no sentido em que o mesmo a sente como uma parte integrante do seu corpo. Na maxila, este tipo de reabilitação ainda oferece uma vantagem adicional, ao eliminar a zona em contato com o palato e selar todas as saídas de ar, otimizando a fonética do paciente.

Quanto às desvantagens, um plano definido de manutenção pode exigir retornos a cada 4 a 6 meses, a necessidade de passividade e para a higiene do paciente será necessário complementar a escovagem com bochechos e correta profilaxia dos espaços entre prótese e gengiva. Esta opção poderá exigir a colocação precisa dos implantes, especialmente na zona anterior da maxila para se obter um resultado estético ideal.

No entanto, segundo vários autores(20, 21), os pacientes de próteses implanto-suportadas têm-se demonstrado bastante satisfeitos, estando esta satisfação associada ao aumento de estética, da força mastigatória, da retenção e da estabilidade da prótese.(9)

## 1.4. COMPLICAÇÕES PROTÉTICAS

Enquanto o sucesso dos implantes tem sido amplamente investigado na literatura, existem menos estudos de evidência científica com informação sobre complicações biológicas e mecânicas relacionadas com estas estruturas protéticas.(22, 23) O sucesso clínico das próteses dentárias depende não apenas das taxas de sobrevivência mas também do tipo e da quantidade de complicações biológicas e mecânicas durante a função. Embora a literatura reporte uma alta prevalência de complicações biológicas e mecânicas com 5 a 10 anos de *follow-up* (23, 24), há uma escassez de estudos longitudinais (retrospectivos e/ou prospectivos) com dados relativos às complicações.(10)

As complicações biológicas afetam tecidos moles e duros peri-implantares. Estas podem ser causadas por infecção/inflamação dos tecidos moles que numa fase secundária poderão afetar o osso marginal e causar reabsorção óssea, podendo ser evitadas através de um protocolo rígido de higiene oral e de manutenção da prótese dentária.

As complicações mecânicas afetam diretamente a estrutura da reabilitação protética implanto-suportada e podem ser evitadas/minimizadas por um exaustivo planeamento e uma correta execução da reabilitação protética. Estas podem incluir, por exemplo:

- fratura ou desaperto de parafusos protéticos ou pilares;
- *chipping* da cerâmica ou fratura do material de revestimento;
- fratura da infra-estrutura protética;
- perda de material de encerramento dos acessos protéticos;
- fratura de restaurações oponentes.

As causas mais frequentes de falha estão relacionadas com as características do material, desenho da prótese, erros laboratoriais e características do paciente.(10, 22)

Em 2012, Sailer et al.(22) verificou que o desaperto de pilar e/ou dos parafusos é uma das complicações mais frequentes das próteses totais implanto-suportadas aparafusadas. A autora observou na sua revisão que existiu *chipping* em 16-33% dos pacientes, desaperto de parafuso em 3-26% e fratura do parafuso em 2-25%.

Relativamente à existência e à extensão do *cantilever*, uma revisão de Salvi e Bragger (25) refere que a presença de *cantilevers*, rácio elevado coroa/implante e grandes reconstruções estão frequentemente associados a complicações técnicas. Contudo, os mesmos autores referem que este tipo de complicações não afetam a taxa de sucesso de implantes ou das reabilitações protéticas. Apesar disso, a presença de um

*cantilever* deve ser considerada um fator de risco importante, especialmente quando comparado com próteses sem estes elementos em extensão.(26)

Apesar destas complicações não causarem habitualmente a perda de toda a reabilitação protética, a incidência de falha dos componentes protéticos constitui um fator importante para o sucesso do tratamento e a satisfação do paciente. Apesar de se identificarem essas falhas, existe menos informação objetiva na literatura relativa à sua etiologia. A causa dos desapertos e fraturas dos componentes protéticos é complexa e multi-fatorial, podendo envolver fadiga cíclica, interferência dos fluídos orais, aplicação de pré-torque, diferentes padrões de mastigação, magnitude e direção de cargas, falta de passividade, tratamento das superfícies, módulo de elasticidade da prótese e a rigidez do pilar, como também sobrecarga de todo o sistema prótese-implante-osso.(27)

Particularmente, o desaperto de parafusos pode dever-se a um incorreta pré-carga do mesmo, no sentido em que a pré-carga que se verifica no parafuso deve ser o mais alta possível para criar uma força de contato entre o pilar e o implante. O parafuso alonga-se durante o aparafusamento, e quanto maior esse alongamento melhor a estabilidade do parafuso no local. O desenho da cabeça do parafuso também é importante, já que deve permitir o máximo de torque. Na existência de parafusos protéticos com alta ductilidade, como o ouro, se o aparafusamento for excessivo, as estrias do parafuso podem-se deformar, reduzindo a sua dimensão.(28) Caso existam discrepâncias geométricas entre o pilar e o cilindro da prótese, como falta de passividade, parte desta pré-carga será transmitida como uma pré-carga do implante. Esta pré-carga resultará em constantes forças axiais e momentos de flexão nos implantes. A repetição alternada de ciclos com e sem carga resulta em contato alternado e separação de superfícies. Um estudo de Sakaguchi(29) verificou que numa coroa unitária sobre implante que a separação era de 5 $\mu$ m aos 100N de carga e 37 $\mu$ m aos 480N. Outro mecanismo que pode contribuir para o desaparafusamento de parafusos é baseado nas superfícies dos componentes. Devido à micro-rugosidade das superfícies, nenhuma das duas superfícies estão em contato completo, e micro-movimentos podem ocorrer entre ambas.(30) (31)

Quanto à sobrecarga, as complicações que esta poderá provocar podem ser prevenidas pelo cumprimento escrupuloso de princípios biomecânicos como passividade da infra-estrutura, redução da extensão do *cantilever*, redução das dimensões mesio-distais e vestibulo-linguais da prótese, redução de mesa oclusal, redução da inclinação das cúspides, redução de contatos prematuros, contatos oclusais centrados e não colocação de um número reduzido de implantes.(32)

Goodacre et al.(33) numa extensa revisão com cerca de 200 artigos sobre coroas unitárias, próteses parciais, sobredentaduras e próteses totais implanto-suportadas, reportou uma percentagem elevada relativa a desaperto de parafuso de 7%, desaperto de pilar de 6%, fratura de parafuso protético de 4% e fratura do parafuso do pilar de 2%.

Francetti et al.(10) em 2013, estudou retrospectivamente complicações biológicas e mecânicas em 86 pacientes com o protocolo de *All-on-four* em ambos os maxilares durante cerca de 9 anos, observando uma alta incidência de fraturas na prótese metálo-acrílica em 26 pacientes.

Numa revisão de Sailer et al.(22) de 2012, com 59 artigos retrospectivos e prospetivos revistos desde coroas unitárias a reabilitações totais, que incluíam 14 artigos de próteses totais aparafusadas e 3 de cimentadas, com *follow-ups* de 1 a 5 anos, observaram uma incidência cumulativa de complicações técnicas de 54,1% nas próteses aparafusadas e de 62,9% nas cimentadas, sendo as mais frequentes o desaperto de pilares e do parafuso protético e fratura de parafusos protéticos nas próteses aparafusadas.

Também em 2012, numa revisão que incluía 6 artigos sobre reabilitações totais com 4 ou 6 implantes com *follow-up* de 5 a 15 anos, Heydecke et al.(34) verificou uma frequência significativa de fratura do material de revestimento (39,7%), desaperto com ou sem fratura do pilar (1,9 a 16%) e fratura de estrutura metálica de 4,2 a 15,5%.

Numa revisão do mesmo ano na qual foram estudados 10 artigos com um total de 462 pacientes com o protocolo *All-on-four* com *follow-up* entre 1 e 2 anos e meio, Fabbro et al.(14) verificou que as complicações mais frequentes foram fraturas da prótese provisória em 42 pacientes e desaperto dos parafusos protéticos em 6 e desaperto do pilar em 2 pacientes.

Um artigo de 2012 de Maló et al.(17) que possuía como amostra 242 pacientes reabilitados com a técnica do *All-on-four* durante 5 anos, para além de ter relatado 5 fraturas de próteses, 3 desapertos de pilares e 1 de parafuso também detetou um pilar e um parafuso moídos. Outro estudo recente de Maló e Lopes(12), com uma amostra de 221 pacientes com a mesma reabilitação durante 3 a 5 anos, relata números semelhantes em algumas complicações mecânicas, 68 pacientes com prótese fraturada e 4 pacientes com pilar e parafuso desapertados.

Por outro lado, um estudo de Raval et al. de 2013(35), com um *follow-up* significativo de 12-15 anos com 46 pacientes, é de salientar apenas um caso de fratura de parafuso do pilar entre 7 *chippings*, uma fratura da estrutura e dois casos de desgaste acentuado de acrílico, em casos com 6 implantes no maxilar superior e 5 implantes no maxilar inferior.

Noutro estudo recente de Maló et al.(36), apenas com próteses com infra-estrutura metálica e coroas individuais de cerâmica sobre o protocolo *All-on-four*, com *follow-up* de 9 meses a 10 anos, foi reportado dois pilares multi-unit desapertados, para além de 33 fraturas de cerâmica.

Testori et al.(37) em 2013, reporta frequências significativamente maiores de desaperto dos parafusos protéticos em 17,5% dos 32 casos estudados com 4 a 6 implantes e 3 casos parciais.

Uma frequência anormal pode ser observada numa revisão de Papaspyridakos et al.(23) com um *follow-up* de 5 a 10 anos, que revelou uma elevada percentagem de 20,8% de casos com fratura do parafuso protético num universo de 281 próteses totais implanto-suportadas.

A **Tabela I** resume os artigos anteriormente referidos.

**Tabela I** - Tipo e frequências de complicações mecânicas em reabilitações totais fixas implanto-suportadas.

AUTORES	ANO	TIPO DE ESTUDO	PACIENTES/ PRÓTESES	FOLLOW -UP	OBSERVAÇÕES	TIPO DE COMPLICAÇÕES E PERCENTAGEM
Sailer et al.	2012	Revisão	631 próteses	1 a 5 anos	Maxilar superior e inferior; diferentes sistemas de implantes	<i>Chipping</i> - 16 a 33% Desaperto de parafuso- 3 a 26% Fratura de parafuso- 2 a 25%
Goodacre et al.	2003	Revisão	4044 pacientes	(Não referido)	Próteses parciais e próteses totais implanto-suportadas e sobredentaduras	Desaperto de parafuso- 7% Desaperto de pilar- 6% Fratura de parafuso- 4% Fratura de parafuso de pilar- 2%
Francetti et al.	2013	Casos clínicos	86 (95 próteses)	9 anos	Maxilar superior e inferior; 4 implantes; NobelBiocare	Fratura de prótese- 23% Fratura de infra-estrutura- 7%
Heydecke et al.	2012	Revisão	1369	5 a 15 anos	4 a 6 implantes	Fratura de prótese- 40% Desaperto de pilar- 2% a 16% Fratura de infra-estrutura- 4-15%
Fabbro et al.	2012	Revisão	462 pacientes	1 a 2 anos e meio	Maxilar superior e inferior; vários sistemas	Fratura de prótese- 9% Desaperto de parafuso- 1% Desaperto de pilar- 0,4%
Maló et al.	2012	Casos clínicos	242	5 anos	Maxilar superior; 4 implantes; NobelBiocare	Fratura de prótese- 2% Desaperto de pilar- 0,8% Desaperto de parafuso- 0,4% Pilar moído- 0,4%
Maló et al.	2012	Casos clínicos	221	3 a 5 anos	4 implantes; NobelBiocare	Fratura de prótese- 31% Desaperto pilar- 0,9% Desaperto de parafuso- 0,9%
Ravald et al.	2013	Casos clínicos	46	12 a 15 anos	Maxilar superior e inferior; 5 a 6 implantes; Astra e NobelBiocare	<i>Chipping</i> -15% Desgaste do acrílico- 4% Fratura de parafuso do pilar- 2% Fratura da barra- 2%
Maló et al.	2012	Casos clínicos	108 (125 próteses)	9 meses a 10 anos	Maxilar superior e inferior; 4 implantes; NobelBiocare	<i>Chipping</i> - 44% Desaperto de pilar- 8%
Testori et al.	2013	Casos clínicos	32	1 ano	Maxilar superior; 4 a 6 implantes	<i>Chipping</i> - 30% Desaperto de parafuso- 18%
Papaspyridakos et al.	2012	Casos clínicos	281 próteses	5 a 10 anos	(Não referido)	Fratura de parafuso- 21%



## **1.5. BIOMECÂNICA APLICADA À IMPLANTOLOGIA**

### **1.5.1. CONCEITOS DE BIOMECÂNICA**

No ambiente da cavidade oral, os materiais restauradores estão sujeitos a desafios químicos, térmicos e mecânicos. Estes desafios podem causar tensões e deformações no material.(38) A ciência que estuda, entre outras áreas, como os materiais interagem e se deformam é chamada biomecânica. Esta foi definida como sendo o estudo da mecânica dos organismos vivos.(38) Para isso será necessário conhecer uma das principais grandezas mecânicas, a força, e algumas propriedades mecânicas dos materiais, como sejam a resistência (à tracção, compressão e corte), a dureza, a elasticidade (módulo de elasticidade, resiliência) e a plasticidade (ductilidade, percentagem de alongamento, tensão de limite elástico) p.ex.(39)

#### **1.5.1.1. Força**

Se um corpo interage com outro gera uma força, esta força pode ser aplicada através de contato entre corpos ou à distância, como a gravidade. O resultado da força aplicada no corpo é a translação ou deformação do corpo dependendo se o corpo é rígido ou deformável e se o corpo é forçado. Se o corpo é forçado, ou seja, se não se move ou translada a força causa a deformação do corpo ou alteração da forma. Se o corpo está livre, a força aplicada resulta no seu movimento ou translação. A unidade da força é o Newton (N).(38)

Os valores máximos de forças oclusais podem-se observar entre os 200 a 3500N.(38) As forças oclusais nos dentes definitivos são máximas nas zonas posteriores mais próximas da articulação tempero-mandibular e diminuem dos molares para os incisivos. Forças no primeiro e segundo molar variam de 400 a 800N, enquanto que nos dentes com duas cúspides, uma cúspide e incisivos, será por volta dos, 300, 200 e 150N, respectivamente.(38)

As forças oclusais geradas em reabilitações protéticas são geralmente de menor intensidade.(38) Pacientes que usam próteses parciais removíveis, possuem cargas oclusais entre os 65 e 235N, enquanto que com próteses totais removíveis, os valores rondam os 40 a 100N.(38) Vários fatores contribuem para uma larga variação destes valores, como idade, género ou tipologia facial.(38) As mulheres tendem a ter forças oclusais com menos 90N que as aplicadas pelos homens, e os pacientes dolicofaciais tendem a ter forças menores que os braquifaciais.(38)

### 1.5.1.2. Tensão

Quando uma força actua sobre um corpo forçado, o corpo resiste a essa força. Essa reação interna é igual em magnitude e em direcção oposta à da força e é chamada de tensão. A tensão num objeto é definida como força por área, já que a força aplicada e a resistência interna (tensão) são distribuídas pela área do corpo. A unidade da tensão é o megaPascal (MPa).(38)

A tensão numa estrutura varia diretamente com a força e inversamente com a área. Assim, a área em que a força atua é de extrema importância em restaurações dentárias, já que as áreas em que as cargas oclusais são aplicadas são muito reduzidas. Facto que justifica que a existência de contatos prematuros em áreas pequenas suportando grandes forças oclusais, podem ser prejudiciais. Dai ser crucial, distribuir ao máximo os contatos oclusais e sobre grandes superfícies oclusais.(40)

Uma força pode ser aplicada de qualquer ângulo ou direcção, e frequentemente são combinadas várias forças desenvolvendo tensões complexas num corpo. É raro que as forças sejam isoladas num só eixo. Forças aplicadas individualmente podem ser definidas como axiais, de corte, flexão ou torsão. Em que as tensões resultantes serão: força de tração produz tensões de tração, força compressiva produz tensões compressivas e força de cisalhamento produz tensões de cisalhamento. Uma força de flexão pode produzir todos os três tipos de tensão numa estrutura. As tensões de tração e compressão constituem as tensões axiais principais, enquanto a tensão de cisalhamento resulta de uma combinação de componentes de tração e compressão.(38)

Das forças axiais, fazem parte a tração que resulta quando um corpo é submetido a duas forças de direcções opostas em linha reta e tende a a esticar ou alongar o corpo. A compressão por oposição, existe quando as forças aplicadas possuem direcção concordante, em linha recta e convergem e tende a comprimir ou encurtar o corpo. A tensão de cisalhamento é aquela que tende a resistir ao deslizamento de uma porção do corpo sobre outro e também pode ser produzida pela torção do material. A tensão de flexão pode ser produzidas por forças de flexão. (38)

Cada tipo de tensão produz uma deformação correspondente. A deformação resultante de uma força de tração é o estiramento do corpo ao longo do eixo axial da força aplicada, ao contrário da força de compressão que resulta no encurtamento ou compressão do corpo ao longo do eixo da força aplicada. A resistência que o material oferece à deformação representa as qualidades básicas de elasticidade dos corpos sólidos. (38)

#### **1.5.1.3. Deformação**

A deformação,  $\varepsilon$ , é a razão do comprimento pelo comprimento inicial de um corpo quando sujeito a carga e consequente tensão. Constitui a deformação relativa de um objeto submetido a uma tensão. A deformação tanto pode ser elástica e/ou plástica, em que a deformação elástica é reversível, o objeto recupera totalmente a sua força original quando a força é removida. A deformação plástica representa uma deformação permanente do material, que não recupera a forma aquando a remoção da força.(40)

#### **1.5.1.4. Módulo de elasticidade**

O módulo de elasticidade é também definido como o Módulo de *Young* e denominado por *E*. Este representa a rigidez do material e pode ser definida pela seguinte equação:

$$\text{Módulo de elasticidade} = \text{Tensão/Deformação}$$

Dado que a deformação não tem unidade, o módulo assume a mesma medida que a tensão, MPa. As forças intermoleculares do material são responsáveis pela propriedade de elasticidade. Quanto mais forte as forças de atração, maior o valor de módulo de elasticidade e mais rígido o material, não variando com tensão ou compressão. Assim, esta propriedade depende da composição do material, mas não de tratamentos que possa ter sofrido.(38)

#### **1.5.1.5. Coeficiente de *Poisson***

Durante carga axial na tensão ou deformação existe simultaneamente uma deformação nas direcções axiais e laterais. Sob o efeito de uma tração, o material estira na direcção da carga e ocorre uma redução na secção de corte, enquanto que com a compressão a secção aumenta. A razão entre a deformação axial e a deformação lateral é definida como coeficiente de *Poisson*, denominado como  $\nu$ , sem apresentar uma unidade, já que é o coeficiente de duas deformações. Numa torsão, este indica que a redução de secção é proporcional à elongação durante a deformação elástica. A redução de secção continua até ao material fraturar. (38)

#### **1.5.1.6. Tensão de limite elástico**

A tensão de limite elástico, limite de escoamento, limite convencional de escoamento, tensão de cedência ou tensão de escoamento é uma propriedade que representa um valor de tensão necessária para induzir uma pequena quantidade de deformação (0,1% ou 0,2%) de deformação plástica (irreversível).(40)

### 1.5.2. BIOMECÂNICA APLICADA ÀS REABILITAÇÕES FIXAS IMPLANTO-SUPOSTADAS

Durante a mastigação, é geralmente observado que a força mastigatória é regulada por mecanismos do sistema nervoso central e resposta sensorial dos mecanoreceptores periféricos de acordo com o tamanho e a textura da comida para atuar eficazmente sobre o bolo alimentar antes da deglutição.(41)

Enquanto as cargas exercidas sobre os dentes são ampla e eficazmente recebidas e distribuídas pelo ligamento periodontal, no caso de implante dentário o mesmo não se verifica, já que não existe qualquer tipo de ligamento, sendo uma interface osso-implante rígida.(42)

Um factor-chave para o sucesso ou falha dos implantes é a forma como as forças são transmitidas para o osso circundante. É consensual que estas mesmas forças oclusais afetam a qualidade e a quantidade de tensão induzidas não só nos implantes, mas também em todo o complexo osso-implante-prótese o que influencia o processo de remodelação óssea peri-implantar. Nesse sentido, é de todo importante aprofundar o conhecimento da biomecânica de reabilitações orais com implantes. Tem sido reconhecido que o osso necessita de um mínimo de tensão para homeostase fisiológica, no entanto, sobrecarga do complexo pode gerar reabsorção óssea e falha por fadiga.

Durante a mastigação diferentes tipos de forças são transmitidas aos dentes. Na sua maioria são forças verticais mas forças transversais e forças combinadas também se observam devido aos movimentos excursivos da mandíbula e à inclinação anatômica das cúspides. Nas reabilitações com implantes dentários, inicialmente as cargas oclusais são aplicadas na prótese, após as quais se geram tensões na estrutura protética, no implante dentário e em toda a estrutura peri-implantar. A transferência dessas cargas, e as tensões daí resultantes, dependem de vários fatores, dos quais se podem destacar: localização, direção e magnitude da força aplicada; interface osso-implante; a geometria, comprimento, diâmetro e angulação do implante; localização do implante na arcada dentária, número e distribuição de implantes; tipo, geometria e material de prótese; passividade da infra-estrutura; material do parafuso protético; efeito do *cantilever*; efeito da carga imediata; qualidade e quantidade do osso circundante; condição da arcada oponente; rigidez da comida; idade e sexo do paciente.(27, 42)

### 1.5.2.1. Efeito biológico da localização e magnitude da força aplicada

Existem vários fatores que influenciam a magnitude das forças no osso peri-implantar. A aplicação de forças induz tensões e deformações no complexo prótese-implante-osso em que estas teoricamente são da mesma magnitude, mas de direção oposta. Durante a carga quase nunca a direção das forças coincide com o longo eixo do implante, ou seja, carga axial. Será então necessário considerar forças horizontais e forças combinadas como oblíquas, sendo direções mais realísticas. As últimas provocam braços de alavanca que levam a momentos de flexão, causando tensões desfavoráveis nos parafusos e no osso circundante. Esse momento de flexão será tão maior quanto maior a distância. (42)

A localização da carga assume também relevância na distribuição de forças, já que quando uma prótese fixa suportada por 2 implantes verticais é carregada no centro, uma carga igual será dividida por ambos. Se a carga for aplicada num só implante, este suportará toda a carga, com um potencial movimento apical. No caso de a carga ser aplicada num elemento tipo *cantilever*, funcionará como uma sobrecarga no implante mais próximo deste. Esta sobrecarga, amplamente estudada(43-45), pode levar ao insucesso do implante. Nesta situação, podem-se gerar elevadas deformações no osso peri-implantar (na ordem dos 2000-3000 *microstrains*). Valores acima de 4000 *microstrains*, poderão já ser patológicos, excedendo a tolerância fisiológica do osso e formando microfraturas no interface osso-implante. Hoshaw (46) reporta que sobrecarregar os implantes resulta em maior reabsorção óssea à volta da cabeça do implante, evidente após 12 semanas de carga. A sobrecarga poderá ser devido a uma carga elevada, mas também cargas de baixa intensidade, repetidas e contínuas, podendo causar microfraturas por fadiga e uma redução de densidade óssea em redor da cabeça do implante. Os insucessos implantares por sobrecarga normalmente ocorrem no primeiro ano após reabilitação protética. (42)

Nas próteses implanto-suportadas, a carga aplicada é distribuída e concentrada sob a forma de tensões para o interface osso-implante mais próximo. A quantidade de forças distribuídas aos restantes implantes, depende do grau de deformação do osso peri-implantar, tipos de implante, pilar, prótese e parafusos, número, distribuição e inclinação dos implantes e desenho da estrutura protética, em particular as extensões tipo *cantilever*. Um estudo de Duyck et al.(47) verificou que a carga média observada em cada implante aumenta inversamente com o número de implantes. O autor também verificou que o número de implantes é tão importante como a distribuição da colocação dos implantes e que quando aplicada carga nos implantes a meio do quadrante, cargas são bem distribuídas nos implantes do quadrante ipsi-lateral, enquanto quase nenhuma carga se verifica no quadrante contra-lateral. Foi também

observado que o implante mais distal sofre maior carga quando a carga é aplicada num *cantilever* distal. As forças também variam com o tipo de arcada oponente, no sentido em que a carga parece ser melhor distribuída quando a prótese é antagonizada com dentição natural ou prótese fixa em vez de uma prótese removível. Assim, uma distribuição óptima da colocação de implantes e consequentemente de *cantilevers* reduzidos, em combinação com um esquema oclusal favorável pode reduzir as tensões na estrutura protética e nos implantes que a suportam. (31, 47)

#### **1.5.2.2. Efeito das forças oclusais após a reabilitação com implantes e esquema oclusal**

Para pacientes dentados, a força máxima de mastigação varia entre indivíduos e diferentes regiões da arcada. Os valores máximos até hoje reportados foram de 443kg N.(48) Não obstante, estudos indicam que, baseados em análise de força estática, a força média de mastigação ronda entre os 100 e os 150N em homens adultos e estes apresentam valores mais elevados do que as mulheres.(49)

Em casos de reabilitações implanto-suportadas, as forças sobre os implantes dependem também de vários parâmetros. Pacientes com próteses fixas sobre implantes têm a função muscular mastigatória igual ou semelhante à de paciente com dentes naturais. Contudo, no caso das reabilitações totais, o valor médio de força oclusal máxima é mais baixo do que com dentição natural. Sabe-se também que a colocação de implantes na mandíbula com uma reabilitação fixa em pacientes anteriormente com próteses removíveis melhora a função mastigatória e a magnitude das forças. No geral, quanto mais tempo os pacientes são desdentados, menor o aumento da força oclusal máxima após reabilitação com implantes. Um estudo de Haraldson e Carlsson(50) mediu as mesmas forças para máxima força intercuspídea sem encerramento forçado com 15,7N e 50,1N para forças ao mastigar e 144,4N em encerramento forçado em 19 pacientes que foram tratados com implantes há 3,5 anos. Num outro estudo(51) os autores relatam forças entre 4,5N a 25,3N pré-reabilitação e 10,2N a 57,5N de força máxima após 3 meses de estarem reabilitados com implantes. Consoante a localização dos implantes na arcada, os dados recolhidos sugerem que os implantes posteriores estão sujeitos a maior risco de sobrecarga. Assim, o uso de implantes mais longos e largos são indicados para estas localizações.(52) Contudo, na maioria das situações, as forças oclusais diminuem devido ao desgaste natural dos dentes remanescentes, associada ao avanço da idade.(42) (31)

Relativamente ao esquema oclusal, determina-se que para próteses totais sobre implantes, a oclusão bilateral balanceada será o mais favorável, aquando uma prótese

total oponente. Função de grupo será mais indicada contra dentição natural, como também uma oclusão mutualmente protegida com guia anterior suave.(32)

No entanto, considerando a influência do esquema oclusal neste tipo de reabilitações, autores não detetaram qualquer diferença na força mastigatória entre oclusão balanceada e função de grupo sem contatos balanceados. Contudo, aquando o desenho da prótese, tem de se considerar o fato da sobrecarga provocar tensões exageradas sobre os implantes e osso. Estudos confirmam que sobrecarga oclusal poderá ser um fator principal para implantes já osteointegrados perderem essa osteointegração. Considerando a sobrecarga oclusal, será importante referir as diferenças entre dentes e implantes que envolvem o insucesso. A resiliência média lateral e axial do dente natural é de  $100\mu$ , mas é de  $50\mu$  para os implantes, ao que sendo mais rígidos estão mais propensos ao insucesso. Adicionalmente, os dentes também possuem mecano-recetores que regulam as forças oclusais pelo sistema nervoso central, prevenindo a falha do dente por redução das forças. Nos implantes, este sistema de segurança não existe, apesar de articulação tempero-mandibular e os músculos regularem estas situações de alguma forma.(31)

Assim, com adequando plano de tratamento, as situações de sobrecarga poderão ser prevenidas com a redução da extensão de *cantilevers*, redução de contatos prematuros, diminuição das dimensões vestibulo-lingual e mesio-distal das restaurações, diminuição do comprimento cúspide-implante, redução da inclinação das cúspides e centrar contatos oclusais, não utilização de número reduzido de implantes e consciencializar o paciente de bruxismo, caso exista o hábito parafuncional.(31, 32)

#### **1.5.2.3. Efeito do desenho, material e superfície do implante**

A dimensão, forma, material e superfície dos implantes tem também influência sobre a transferência das forças, com subsequente distribuição de *stress* peri-implantar.

Sobre o tamanho do implante é consensual que o comprimento e o diâmetro ótimos para sucesso depende da condição do osso de suporte. Se a condição óssea é favorável, o comprimento e diâmetro não parecem ter efeito significativo no sucesso do implante. No entanto se a condição óssea é pobre, implantes mais largos são recomendados.

Quanto às possíveis formas de implante, é de realçar que a forma cilíndrica ou formas mais suaves são aconselhadas em detrimento de outras, como implantes rectos ou cónicos. No sentido em que, estudos com análise de elementos finitos (53, 54) provaram que estes dissipam melhor as tensões para o osso circundante.

Relativamente ao material do implante, um estudo(53) revela que implantes com baixo módulo de elasticidade são de evitar, já que maiores concentrações de stress são geradas junto à cabeça do implante.

Quanto ao tratamento de superfície dos mesmos, é advogado que os materiais bioativos ao promoverem o crescimento ósseo, são indicados para reduzir tensões prejudiciais.(27) O facto da superfície ser rugosa ou lisa parece ter também influência no sucesso implantar. Na medida em que, implantes com superfícies rugosas possuem maior área de superfície e por consequente mais contacto osso-implante. (42)

#### **1.5.2.4. Efeito do número e da distribuição de implantes**

Quanto ao suporte implantar em reabilitações totais fixas, Duyck et al.(47) estudou a distribuição e magnitude de forças oclusais em reabilitações com 5 a 6 implantes e 3 a 4 implantes observando maiores forças na reabilitação com menor número de implantes, e maior momento de flexão quando 3 implantes foram usados. Um estudo de Naconecy et al.(55) que comparou 5 ou 4 implantes concluíram o mesmo que os autores anteriormente referidos, apesar de a inclinação dos implantes distais reduzirem a força axial e os momentos de flexão independentemente do número de implantes. Forças compressivas foram observadas nos implantes distais e tensões nos implantes anteriores. Já Branemark et al.(11) ao apresentar altas taxas de sucesso com reabilitações sobre 4 a 6 implantes com *follow-up* de 10 anos, contraria os estudos anteriores de alguma forma.(42) A magnitude das forças foi semelhante entre reabilitações com 5 ou 4 implantes, sendo contrariado pelo estudo de Duyck et al.(47) que relata maiores forças em reabilitações com 4 ou 3 implantes. Algumas destas discrepâncias, podem resultar da diferença de distâncias entre implantes e comprimento dos *cantilevers* ou da deformação de todo o sistema que pode ser influenciado pela deformação elástica da infra-estrutura e o material dos parafusos protéticos. (55)

Relativamente à distribuição de implantes neste tipo de reabilitações, tendo dois implantes colocados em linha reta, o momento de flexão é igualmente distribuído pelos dois. A colocação de implantes de uma forma balanceada é sugerida como uma condição favorável pois acredita-se que ocorre um aumento de resistência durante a aplicação de uma carga. A distância entre o implante mais distal e o imediatamente adjacente deve ser aumentada para reduzir a tensão e a deformação induzida no implante mais distal.(40)



#### **1.5.2.5. Efeito da qualidade e quantidade óssea**

Um dos fatores mais significativos que afetam o tratamento com implantes é a qualidade e a quantidade óssea. Sendo hoje conhecidas as diferentes densidades consoante a localização em ambos os maxilares, sabe-se que os tipos 2 e 3 são os mais frequentes, o tipo 2 domina na mandíbula e tipo 3 é mais prevalente na maxila. Sabe-se também que a zona anterior da mandíbula possui o osso mais denso, seguido pela sua zona posterior, maxila anterior e maxila posterior. É consensualmente aceite que o aumento de densidade óssea beneficia as propriedades mecânicas da interface, sendo que têm menor micro-movimento, estabilidade primária aumentada e menores concentrações de stress em osso altamente denso. Sendo directamente proporcional a relação entre a densidade óssea com a sobrevivência dos implantes. (42)

A composição do osso peri-implantar tem também um impacto substancial na distribuição de tensões, sendo composto por osso crestal, cortical e trabecular. Estudos revelam que a perda óssea no osso crestal é observada em vários implantes diferentes. A causa possível desta perda está relacionada com as baixas tensões verificadas no osso peri-implantar. Neste foi determinado que tensões a partir de 1.6MPa seriam suficientes para causar perda óssea neste tipo de osso nas regiões canina e prémolar na mandíbula.(56) O osso cortical também influencia a transferência de cargas do implante para o osso. Em quase todos os estudos com análise de elementos finitos revelam que as concentrações de tensões ocorrem na cabeça do implante. Sobre forças oblíquas de elevadas magnitudes, o limite elástico do osso peri-implantar pode ser ultrapassado e levar a microfraturas no osso cortical. Clift et al.(57) enfatiza a importância de existir uma significativa densidade em redor da cabeça do implante de forma a que consiga suportar tensões no valor de 9 a 18MPa. Noutro estudo (58) com o método dos elementos finitos, foi observado que uma maior espessura de osso cortical e maior densidade no osso trabecular resultam em menor micro-movimento e concentrações de stress. O osso trabecular foi também modulado com diferentes perdas ósseas e foi reportado que este sofreu maior parte das cargas, resultando esta sobrecarga em perda óssea na crista óssea. Aumentando a perda óssea junto à cabeça do implante, a maioria da carga era transferida directamente para o osso trabecular.(59) Outro estudo(60) com variações ósseas no osso cortical e trabecular, observou que para modelos apenas com osso cortical, existiam reduzidas tensões e elevadas deformações à volta do ápice do implante. Para modelos com osso cortical e trabecular, elevadas tensões existiam em redor da cabeça do implante e baixas deformações no ápice do mesmo. (27)

#### **1.5.2.6. Efeito das propriedades da interface osso-implante**

O fator da interface osso-implante é aceite como uma variável importante para o sucesso do implante. Dois tipos de interface osso-implante podem suceder após colocação do implante: contato osso-implante e contato tecido fibroso-implante, em que o último é considerado um insucesso.(27) Em situações de sucesso, tecido fibroso existe após um mês da colocação, uma média de 50% do contato osso-implante aos 3 meses, 65% de contato aos 6 meses e após um ano 85%. O processo de cicatrização subsequente à colocação do implante é caracterizada por um aumento de uma força de união e do contato ósseo-implantar, o que melhora o comportamento mecânico da interface. (42)

#### **1.5.2.7. Efeito do tipo e material da prótese e dos parafusos protéticos**

O tipo de prótese afeta o modo de carga sobre o implante. Numa prótese cimentada, não havendo os acessos aos parafusos (restaurados com outro material diferente da cerâmica/acrílico da coroa), as cargas parecem ser mais transmitidas numa direção axial. Já nas próteses aparafusadas totais ou sobredentaduras, estas são sujeitas a maior momento de deflexão. No entanto, este tema é controverso no sentido em que um estudo(61) relata que nas sobredentaduras o padrão de reabsorção da maxila afeta o posicionamento dos implantes, originando um *cantilever* anterior que funciona como um braço de alavanca. De qualquer das formas, concluíram que o tipo de prótese não terá um efeito determinante no padrão de distribuição das forças.

O material das próteses totais é também um tópico muito pesquisado, mas também muito polémico. Enquanto existem autores(62) que defendem que os dentes ou o material da prótese deverão ser de acrílico, outros autores(63) preferem próteses com alta rigidez (metalo-cerâmica ou apenas cerâmica). Os primeiros(62), defendem que o acrílico funciona como absorção de forças para os implantes devido à sua resiliência, protegendo o interface osso-implante do impacto das cargas oclusais. Outros autores(63) advogam que deverá ser de alta rigidez, pois um material com baixo módulo de elasticidade, provoca maior tensão na mesma interface do que uma infra-estrutura mais rígida. Apesar de ser consensual que este parâmetro não tem uma importância significativa na taxa de sucesso de implante, quando se verifica a existência de elementos tipo *cantilever* nestas próteses este fator assume maior relevância. É importante usar uma infra-estrutura rígida para distribuir melhor as forças sobre os implantes, tanto no lado de carga como no contra-lateral, evitando sobrecarga do implante distal no lado de carga. (27, 42)

Outro estudo(64), conclui que o material da prótese total não tem qualquer diferença nas tensões no sistema osso-implante-prótese, quando são comparadas reabilitações

com 4 implantes com carga imediata totalmente acrílicas ou com uma infra-estrutura metálica. Adicionalmente, concluiu também que a carga tardia favorece todo o sistema, em detrimento da carga imediata.

O material da superfície oclusal das próteses poderá ter também alguma influência na transmissão de forças, mas alguns autores(31) não conseguiram demonstrar diferenças estatisticamente significativas entre superfícies oclusais de ouro, cerâmica ou acrílico.(27, 42)

Relativamente aos parafusos protéticos, devido às suas dimensões reduzidas e composição metálica, o pilar e o parafuso permitem mais deflexão quando comparados com outros componentes do sistema prótese-implante-osso. Quando a transmissão de forças ocorre nas reabilitações totais com vários implantes, a sua origem está na deformação dos parafusos.

Quando os parafusos protéticos são de ouro, tendo baixo módulo de elasticidade, sendo uma infra-estrutura aparafusada aos pilares, a interface altera-se, porque os parafusos se alongam. São o componente mais flexível de todo o sistema, permitindo suficiente micro-movimento para distribuir as forças. No entanto, a magnitude da deflexão dos parafusos encontra-se no extremo baixo do intervalo do micro-movimento, definido entre 0,1 a 0,5mm. Os mesmos funcionam como o local de segurança da reabilitação, porque todas as tensões externas são suportadas pelos mesmos, desde que exista passividade e tenha sido aplicada uma pré-carga no parafuso. (40)

Caso o parafuso protético seja de titânio, sendo mais rígido, a fadiga metálica sobre os parafusos de ouro produz falha dos últimos antes do parafuso de titânio ser afetado. (28)

#### **1.5.2.8. Efeito do *cantilever***

Quanto à extensão do *cantilever* em próteses totais fixas implanto-suportadas, Branemark recomenda um comprimento máximo de 3 pré-molares, mas existem autores que preconizam menos de 15mm para a mandíbula e menos de 10-12mm para a maxila. (32, 40) Maioria dos autores(65, 66) concordam que a mandíbula permite maiores extensões do mesmo comparando com a maxila, já que o osso é menos denso e mais poroso nesta.(31)

Como já referido, vários autores(67, 68), concluíram que a aplicação de carga nos *cantilevers* gera maiores forças compressivas no implante mais distal. Outro estudo(69) observou que as forças oclusais nestas próteses, se com *cantilever* e na mandíbula, diminuíam na direção distal do *cantilever* quando tinham como arcada oponente dentes naturais e no sentido inverso aquando prótese removíveis.

Outro estudo(70), descobriu diferenças na deformação máxima, quando o *cantilever* foi aumentado de 0 para 5, 10, 15, 20 e 25mm. Apesar da magnitude da deformação ser aumentada quando a carga era aumentada, o padrão de deformação para as várias localizações manteve-se igual.

Estudos revelam-se contraditórios em relação à perda óssea em redor dos implantes distais, enquanto Rangert et al.(71) defende que o efeito de momentos de deflexão é bastante mais dramático, levando a falhas dos parafusos comparando com *cantilever* maiores.

#### **1.5.2.9. Efeito de carga imediata**

Vários são os estudos (72, 73) que reportam elevadas taxas de sucesso, entre 97% a 100% em casos totais com implantes NobelBiocare com carga imediata, com *follow-ups* entre os 8 meses e os 2 anos. Esta opção de tratamento, enfatiza que os osso anterior da mandíbula é um osso altamente denso que possui o potencial inerente de providenciar suporte e estabilidade primária a implantes com carga imediata. A filosofia deste tratamento baseia-se na prevenção do micromovimento dos implantes e da distribuição de forças com uma infra-estrutura rígida. No entanto, existem autores que defendem que esta opção não oferece muitas vantagens. Autores(74) advogam que a resistência da interface osso-implante ao micromovimento depende apenas do encaixe mecânico inicial entre o implante e o osso, e é provável que ocorra o mesmo, como também gradientes de *stress* em redor da cabeça dos implantes.

Concluindo, existe sem dúvida uma evolução e uma “pressa” na carga imediata de implantes, tendo um impacto fundamental no bem-estar psico-social dos pacientes. Mas para obter altas taxas de sucesso em implantes imediatos, é essencial continuar o nosso conhecimento sobre a resposta do osso peri-implantar.(42)

#### **1.5.2.10. Efeito de passividade protética**

A falta de passividade protética é uma realidade clínica, mas o nível que se pode aceitar sem causar complicações mecânicas e biológicas, ainda não está definido.(75) Vários estudos(75-77) com análise de elementos finitos, revelam conclusões semelhantes, ao verificarem que uma prótese não passiva induz uma distribuição não uniforme e aumento de tensões sobre os componentes de todo o complexo. O estudo de Gomes et al.(75), refere deslocamento de todo o sistema com a aplicação de carga. O estudo de Kunavisarut et al.(76) observou também que as referidas tensões aumentam no caso de a prótese possuir uma extensão em *cantilever* e/ou sobrecarga oclusal. A tensão mais elevada verificou-se no parafuso protético distal. Outro estudo de Assunção et al.(77) comparando próteses com falta de passividade angulada

unilateral, vertical unilateral e totalmente vertical, concluíram que os valores mais elevados de tensão foram observados no corpo do implante e no parafuso protético na falta de passividade unilateral angulada, com a vertical unilateral verificou-se na base da estrutura protética e no hexágono do implante na falta de passividade vertical total. Sabe-se também que o componente passivo mais próximo da carga ficará sujeito a sobrecarga. (40)

Uma revisão recente(78) conclui que sobre uma perspectiva biomecânica, a tensão na estrutura protética, parafusos e a sua instabilidade aumenta com a falta de passividade, mas o seu significado clínico permanece pouco claro. Apesar da mesma afetar a biomecânica do complexo, falta de passividade não pôde ser estabelecida como fator causal de complicações mecânicas ou reabsorção óssea. Alguns estudos clínicos(79, 80), observam também que a reabsorção óssea não pode ser correlacionada com falta de passividade. No entanto, Kallus e Bessing(81) associaram passividade a parafusos soltos ou instáveis, num estudo com 50 pacientes com próteses fixas totais implanto-suportadas com 5 anos de *follow-up*.

## 1.6. MÉTODOS DE ANÁLISE NUMÉRICA DE TENSÕES

Uma das técnicas, não experimentais, mais utilizadas para a análise de tensões é o método dos elementos finitos. Esta técnica não procura apenas uma única solução para um problema mecânico complexo, mas sim formula várias soluções para cada elemento, obtidos previamente pela divisão desse mesmo problema, e combinando-os corretamente para obter a solução de todo o problema.(27, 82, 83)

Um dos objetivos mais comuns do método de elementos finitos é resolver problemas físicos ou determinar a efetividade ou comportamento de uma estrutura já existente, sujeita a determinada carga. Desde que os componentes no sistema osso-implante são geometricamente muito complexos, este método tornou-se a melhor ferramenta para a sua análise.(82)

O método de elementos finitos foi inicialmente desenvolvido nos anos 60 para resolver problemas estruturais na indústria aeroespacial mas desde cedo foi sendo aplicada na transferência de calor, fluidez, transporte de massa e eletromagnética.(27, 84) Em 1976, Weinstein et al.(85) pela primeira vez aplicou o método à Medicina Dentária para estudos sobre implantes e rapidamente se dispersou na área. Atualmente tem sido amplamente utilizado para estudar os efeitos das tensões exercidas sobre os implantes e o osso peri-implantar.(27)

A primeira etapa no método dos elementos finitos será representar a geometria do objeto a estudar no computador. Atualmente, com o desenvolvimento de técnicas digitais de imagem (por exemplo, tomografias computadorizadas baseadas num protocolo DICOM e sistemas CAD-CAM), estão disponíveis métodos bastante eficientes para o desenvolvimento de modelos com uma geometria mais precisa.

As propriedades dos materiais em análise influenciam significativamente a distribuição de tensão e deformação na estrutura. Estas podem ser modeladas neste método como isotrópicas e anisotrópicas. Nos materiais isotrópicos, as propriedades são iguais em qualquer direção, enquanto nos anisotrópicos as propriedades são diferentes quando medidas em diferentes direções. Nos materiais anisotrópicos, existem várias constantes dependendo do grau de anisotropia (isotrópico transverso, ortotrópico).(27)

Aqui reside uma das principais limitações do método dos elementos finitos, já que se assume em diversas situações que os materiais são homogêneos, lineares e isotrópicos e que possuem um comportamento elástico caracterizado por duas constantes, Módulo de *Young* e Coeficiente de *Poisson*.(27) Por exemplo, em alguns estudos iniciais com este método aplicado ao osso(86, 87), eram ignoradas as trabéculas ósseas simplesmente porque não era possível a sua modelação e

caracterização. Assim, o osso trabecular era definido como um padrão sólido, dentro de uma camada de osso cortical. Ambos, eram modelados como material linear, homogêneo e isotrópico. Posteriormente, vários autores(59, 88) provaram que o osso não é nem homogêneo nem isotrópico, sendo anisotrópico e heterogêneo.

Portanto, para a utilização do método dos elementos finitos é necessário criar um modelo numérico com a geometria, propriedades mecânicas, condições de fronteira e de carregamento, o mais semelhantes possível à do modelo real. Nesse modelo, o objeto 3D é substituído por um conjunto de elementos que no total reproduzem o comportamento da estrutura em análise. Este conjunto de elementos é designado por malha de elementos finitos e é a sua geometria, tipo e número de elementos que condicionará o rigor da aproximação ao problema. Os elementos que constituem essa malha podem ser de vários tipos (tetraédricos, quadraédricos, etc.) de acordo com o problema em estudo e encontram-se unidos pelos nós. Os valores são calculados para os nós e depois interpolados para o interior dos elementos.(27, 82)





## **II- OBJETIVOS**



## II - OBJETIVOS

Definiu-se como objetivo principal deste trabalho efetuar uma análise biomecânica dos pilares tipo *multi-unit* e dos parafusos protéticos nas reabilitações fixas totais implanto-suportadas, mediante variações do ponto de aplicação da carga, dimensão da extensão protética e angulação do pilar protético.

Para isso, foram definidos os seguintes objetivos:

- determinar a solução biomecânica mais favorável, ou seja, com tensões e deformações mais reduzidas;
- determinar a solução biomecânica menos favorável, ou seja, com tensões e deformações mais elevadas;
- observar em que área se obtém maior concentração de tensões nos pilares e parafusos protéticos;
- observar em que área se obtém deformações mais elevadas nos pilares e parafusos protéticos;
- verificar se as tensões máximas encontradas ultrapassam a tensão de limite elástico do material utilizado;
- analisar a existência de uma relação entre o aumento da extensão do cantilver e o aumento de tensões e deformações nos pilares e parafusos protéticos;
- analisar a existência de uma relação entre o uso de pilares angulados e o aumento de tensões e deformações nos pilares e parafusos protéticos.



### **III – MATERIAL E MÉTODOS**



### III - MATERIAL E MÉTODOS

A análise biomecânica dos pilares tipo *multi-unit* e dos parafusos protéticos nas reabilitações fixas totais implanto-suportadas foi efetuada com recurso ao método dos elementos finitos, disponível no Laboratório de Ótica e Mecânica Experimental da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

O estudo passou por três fases principais:

1. Desenho 3D dos vários elementos de estudo (implantes, pilares, parafusos, estrutura protética e osso de suporte), com o programa Solidworks 2014®<sup>1</sup>
2. Geração de malhas de elementos finitos para cada modelo e definição das propriedades dos materiais constituintes dos modelos e das condições de fronteira, com o programa Ansys v15®<sup>2</sup>
3. Simulação de cargas de diferentes intensidades e em diferentes localizações.

Neste estudo, para analisar tensões e deformações em pilares e parafusos protéticos em reabilitações totais fixas implanto-suportadas, foram desenhados modelos simplificados de uma arcada mandibular com 6 e 4 implantes. Esta seleção representa uma opção clínica de tratamento frequentemente utilizada na prática clínica, sempre que a anatomia dos maxilares o permita, e referenciada nos estudos de revisão de complicações mecânicas apresentados na introdução desta investigação.

Segundo os objetivos estabelecidos, foram desenhados 3 modelos, sendo que 2 deles tinham 3 variações:

- o modelo I apresentava 6 implantes retos, paralelos entre si e perpendiculares ao plano oclusal (sem *cantilever*).
- o modelo II apresentava 4 implantes retos paralelos entre si e perpendiculares ao plano oclusal, sendo que o modelo II(1) possuía uma estrutura protética sem elemento *cantilever*, o modelo II(2) um *cantilever* de 7mm e o modelo II(3) um *cantilever* com 10mm. Todos os modelos anteriores tinham pilares rectos de 4mm.
- o modelo III apresentava 4 implantes, os dois anteriores retos paralelos entre si e perpendiculares ao plano oclusal e os 2 implantes posteriores eram angulados 30° ao plano oclusal com os respetivos pilares retos e angulados 30°. O modelo (1) possuía uma estrutura protética sem elemento *cantilever*, o modelo (2) um *cantilever* de 7mm e o modelo (3) um *cantilever* de 10mm.

---

<sup>1</sup> Dassault Systèmes Solidworks Corp, Waltham, MA, EUA

<sup>2</sup> ANSYS Inc, Canonsburg, PA, EUA

### **3.1. DESENHO ASSISTIDO POR COMPUTADOR DE MODELOS 3D DE DIFERENTES MODELOS DE REABILITAÇÕES FIXAS TOTAIS IMPLANTO-SUPORTADAS**

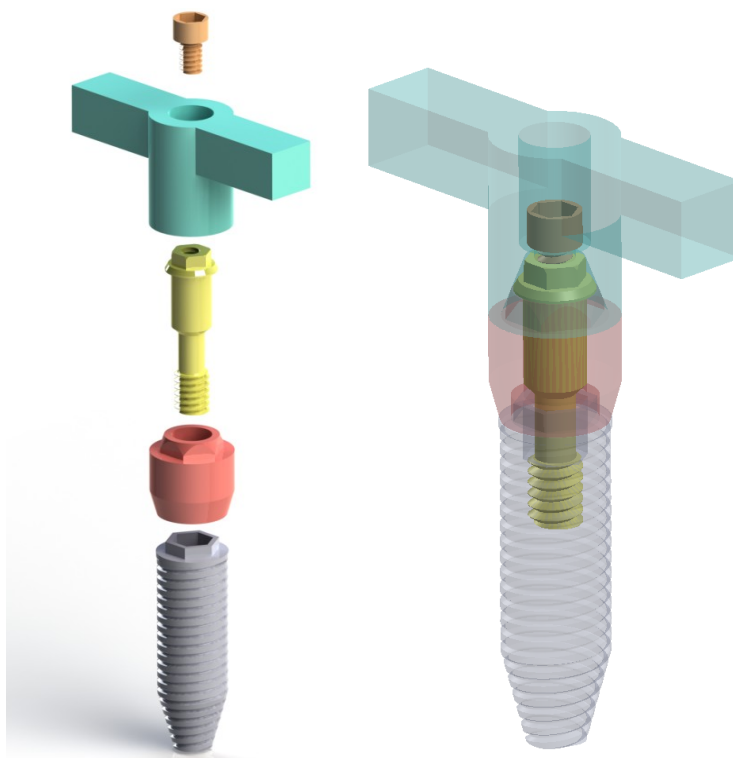
Os modelos tridimensionais foram desenvolvidos no programa Solidworks 2014® e incluíram uma arcada mandibular simplificada (com osso cortical e trabecular), 4 ou 6 implantes, com respectivos pilares e parafusos protéticos (Fig. 1), e uma estrutura protética simplificada com variação do elemento em extensão.

O osso foi modelado para mimetizar o osso tipo I, de acordo com a classificação de Lekholm and Zarb(89).

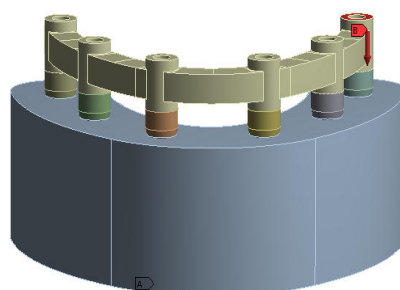
Neste foram colocados os implantes NobelBiocare Speedy Groovy (Ref. 32150 NobelBiocare®) cilíndricos de conexão externa, com 4,1mm de diâmetro e 13mm de comprimento. Sobre os implantes, foram colocados pilares com altura de 4mm rectos (Ref. 29182 NobelBiocare®) ou angulados a 30° (Ref. 29192 NobelBiocare®) e sobre os mesmos parafusos protéticos M1,4x2, diâmetro 1,4mm e 2 mm de altura (Ref. 29285 NobelBiocare®). Uma estrutura simplificada representativa de uma prótese fixa total sobre implantes com 12 dentes, foi também modelada, com dimensões semelhantes a um situação clínica.

Para a arcada mandibular foi desenhado no Solidworks 2014® um bloco curvo para mimetizar a curvatura natural da mandíbula. O desenho/geometria da infra-estrutura protética foi desenhado através de uma aproximação da reconstrução de um ficheiro .STL (*stereolithography*) gerado num sistema CAD-CAM (Procera®Nobelbiocare) para simulação de um caso clínico real. O desenho dos implantes, pilares e parafusos protéticos foi efetuado no mesmo programa, após medição através de instrumento de precisão (paquímetro digital) dos componentes originais (Figs. 1 e 2).





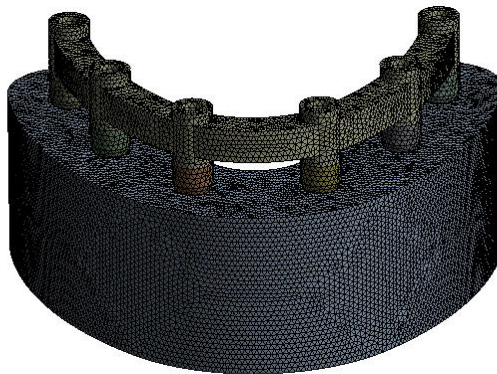
**Fig. 1** – Exemplo de um modelo tridimensional dos componentes protéticos e do implante desenvolvidos em SolidWorks 2014®.



**Fig. 2** - Modelo tridimensional de uma arcada dentária reabilitada com uma prótese sobre implantes desenhada no programa SolidWorks 2014®.

### 3.2. GERAÇÃO DE MALHA DE ELEMENTOS FINITOS NOS DIFERENTES MODELOS 3D

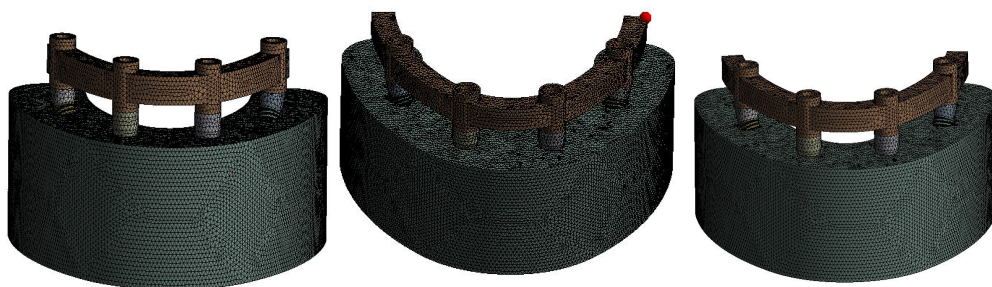
Definidos os desenhos no programa Solidworks 2014®, os ficheiros foram importados para um programa de análise tridimensional de elementos finitos (Ansys v15®). Neste programa foram geradas malhas de elementos finitos (tetraédricos) para os vários modelos em estudo (Figs. 3 a 5).



**Fig. 3** - Malha de elementos finitos para o modelo I.



**Fig. 4** - Malhas de elementos finitos para os modelos II (1), (2) e (3).



**Fig. 5** - Malhas de elementos finitos para os modelos III (1), (2) e (3).

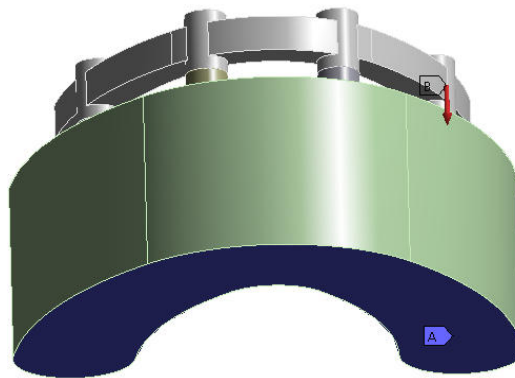
A **Tabela II** resume as características das diferentes malhas geradas e os respectivos número de nós e elementos gerados.

**Tabela II** - Número total de nós e elementos gerados nas malhas para cada modelo.

MODELO	NÓS	ELEMENTOS
Modelo I	1500454	971976
Modelo II(1)	1378283	914413
Modelo II(2)	1352485	889064
Modelo II(3)	1390880	922519
Modelo III(1)	1376013	913300
Modelo III(2)	1385917	919907
Modelo III(3)	1389853	922463

### 3.2.1. CONDIÇÕES DE FRONTEIRA

As condições de fronteira correspondem aos pressupostos definidos para cada componente dos modelos. Assim, foi assumido em todos os modelos a osteointegração total dos implantes, conexões rígidas e perfeitas entre implante-pilar, pilar-parafuso e pilar-estrutura. Na arcada mandibular, o ponto de restrição foi fixado na face inferior do bloco mandibular (Fig. 6).



**Fig. 6** - Condições de fronteira nos modelos I, II e III.

### 3.3. PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS UTILIZADOS NAS SIMULAÇÕES

Os ficheiros com as simulações 3D desenhadas em Solidworks 2014® foram exportados para o programa Ansys V15® para permitir a geração das malhas de elementos finitos. Este programa permite definir as propriedades mecânicas do material de cada componente do modelo em estudo.

Em todos os modelos, assumiu-se que o osso mandibular era formado por uma camada exterior de 1mm de espessura de osso cortical e uma camada interna de osso trabecular.

Relativamente aos materiais protéticos, foram definidos implantes de titânio comercialmente puro grau IV, pilares de titânio comercialmente puro grau II e parafusos protéticos e a infra-estrutura de uma liga de  $Ti_6Al_4V$ .

Neste estudo assume-se que os materiais tenham um comportamento isotrópico linear elástico e que todo o seu volume seja homogéneo. A densidade, o módulo de *Young*, coeficiente de *Poisson* e a tensão de limite elástico para cada material foram obtidos na literatura(90) e esquematizados na **Tabela III**.

**Tabela III** - Propriedades Mecânicas dos materiais simulados.(90)

MATERIAL	DENSIDADE (Kg/m <sup>3</sup> )	MÓDULO DE YOUNG (GPa)	COEFICIENTE DE POISSON	TENSÃO DE LIMITE ELÁSTICO (MPa)
Osso cortical	1500	15	0,30	---
Osso trabecular	1500	1,5	0,30	---
Titanio Puro, grau IV (Implante)	4510	105	0,34	480-655
Titanio Puro, grau II (Pilar)	4510	103	0,34	275-450
Liga de Titânio Ti6Al4V (Estrutura e Parafusos)	4430	114	0,34	800-1100

### 3.4. SIMULAÇÃO DE CARGA (ENSAIOS)

A análise das tensões e deformações foi efetuada no programa Ansys v15®, através do método dos elementos finitos, passando por três fases: pré-processamento, execução e pós-processamento.

Neste programa foram efetuadas análises estáticas do comportamento mecânico dos pilares e dos parafusos protéticos. Finalizado o desenho 3D dos diferentes modelos, especificadas as propriedades mecânicas e as condições de fronteira dos mesmos, foram simuladas várias situações específicas para cada modelo.

Em todos os modelos, foram aplicadas cargas verticais e oblíquas de 10N em diferentes localizações no sentido de simular cargas do tipo: mastigação unilateral anterior ao cantilever; mastigação unilateral sobre o cantilever; mastigação bilateral, anterior e posterior.

O estudo compreendeu duas fases:

1. Numa primeira fase, no modelo I, foi efetuado o estudo biomecânico (tensões / deformações) verificadas nos pilares e respetivos parafusos, mediante aplicação de cargas verticais e oblíquas (30°) sobre:
  - a. mesas oclusais localizadas sobre o pilar anterior ao *cantilever* (Ensaio I).
  - b. mesas oclusais localizadas no elemento *cantilever* (Ensaio II).
  - c. mesas oclusais distribuídas por toda a reabilitação protética (Ensaio III).
  - d. mesas oclusais distribuídas pelo sector anterior e sectores posteriores, separadamente (Ensaio IV e V, respetivamente).
2. Numa segunda fase, procedeu-se a uma modificação virtual do desenho protético no programa Solidworks2014®, com a exclusão dos implantes mais distais. Deste modo, a estrutura protética ficou apenas suportada por quatro implantes, dando origem aos modelos II (1, 2 e 3) e III (1, 2 e 3), descritos anteriormente.

Neste desenho, a investigação foi direcionada para a análise biomecânica do pilar e do parafuso protético do implante mais distal, por forma a identificar zonas de maior comprometimento biomecânico que possam contribuir para complicações mecânicas nestes elementos.

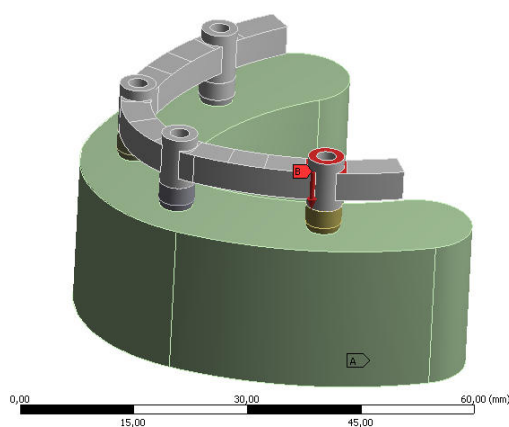
Foram analisadas as seguintes variáveis na zona mais distal da estrutura protética:

- sem elemento em extensão.
- elemento em extensão “tamanho pré-molar” (dimensão MD: 7mm).
- elemento em extensão “tamanho molar” (dimensão MD: 10mm).
- variação da angulação do pilar tipo *multi-unit*: implante reto – pilar *multi-unit* reto ; implante angulado – pilar *multi-unit* 30°.

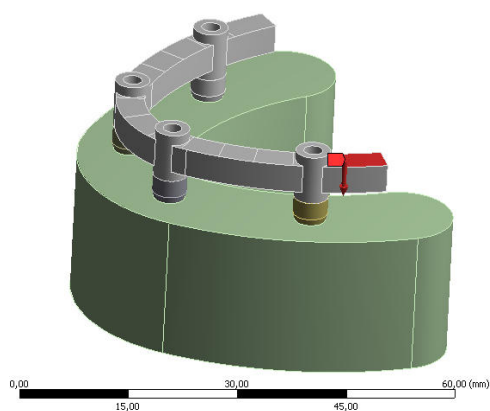
O esquema de aplicação de cargas foi o mesmo referido no ponto 1.

Deste modo, foram aplicadas cargas de 10N, verticais e oblíquas 30° sobre:

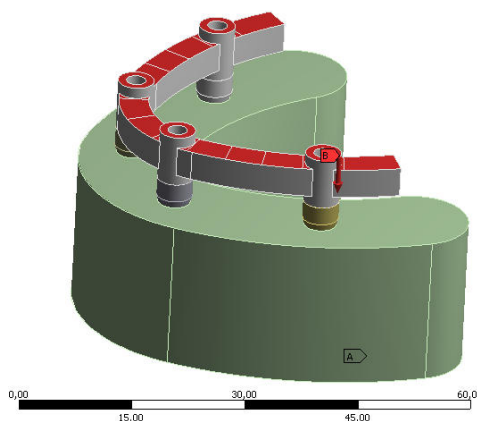
- mesas oclusais localizadas sobre o pilar anterior ao *cantilever* (Ensaio I, Figs. 7 e 12)
- mesas oclusais localizadas no elemento *cantilever* (Ensaio II, Figs. 8 e 13)
- mesas oclusais distribuídas por toda a reabilitação protética (Ensaio III, Figs. 9 e 14)
- mesas oclusais distribuídas pelos sectores anterior e posterior, separadamente (Ensaio IV e V, respetivamente, Figs. 10 e 15; Figs. 11 e 16).



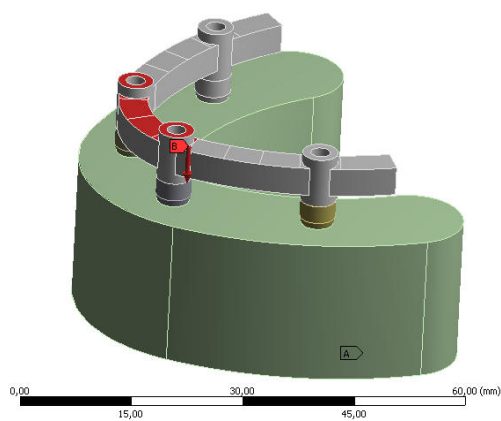
**Fig. 7** - Exemplo de simulação de carga vertical 10N aplicada no implante mais distal (Ensaio I)



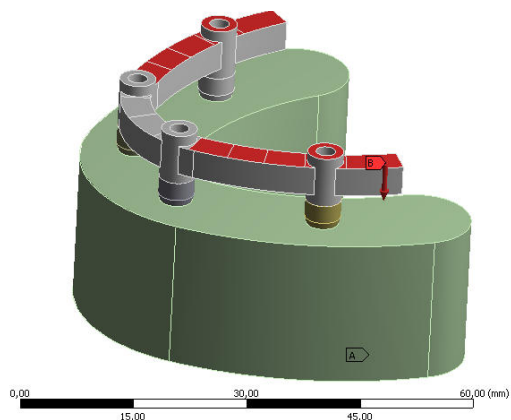
**Fig. 8** - Exemplo de simulação de carga vertical 10N aplicada no *cantilever* (Ensaio II)



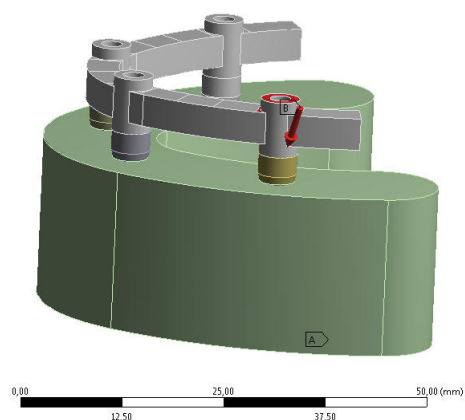
**Fig. 9** - Exemplo de simulação de carga vertical 10N distribuída pelos sectores anteriores e posteriores (Ensaio III)



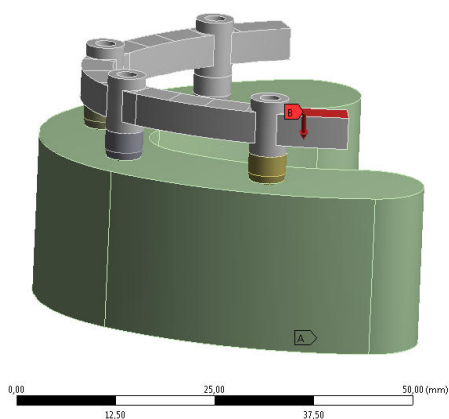
**Fig. 10** - Exemplo de simulação de carga vertical 10N distribuída pelo sector anterior (Ensaio IV)



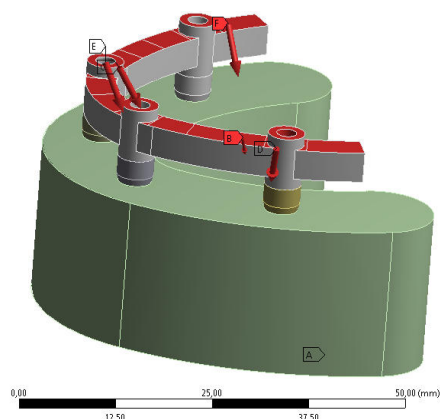
**Fig. 11** - Exemplo de simulação de carga vertical de 10N distribuída pelos sectores posteriores (Ensaio V)



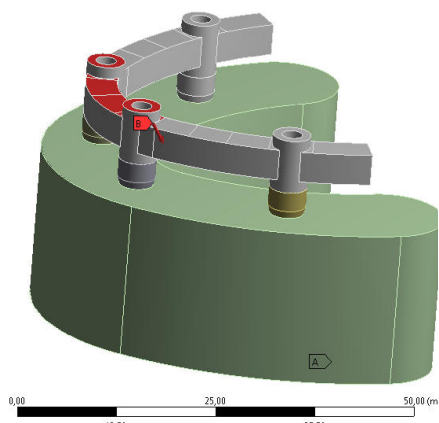
**Fig. 12** - Exemplo de simulação de carga oblíqua de 10N aplicada no implante mais distal (Ensaio I).



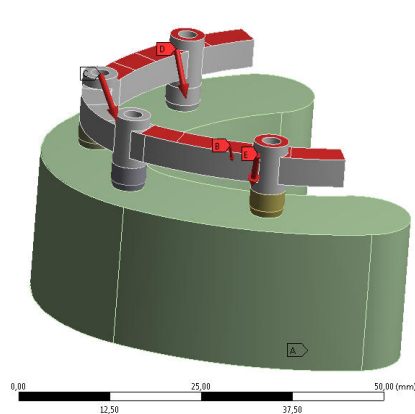
**Fig. 13** - Exemplo de simulação de carga oblíqua 10N aplicada no *cantilever* (Ensaio II).



**Fig. 14** - Exemplo de simulação de carga oblíqua de 10N distribuída pelos sectores anteriores e posteriores (Ensaio III).



**Fig. 15** - Exemplo de simulação de carga oblíqua de 10N distribuída pelo sector anterior (Ensaio IV).



**Fig. 16** - Exemplo de simulação de carga oblíqua de 10N distribuída pelos sectores posteriores (Ensaio V).





## **IV – RESULTADOS**



## IV – RESULTADOS

Os resultados da distribuição de tensões e deformações nos diferentes modelos e nas diferentes condições simuladas são expressas num gradiente de cor que varia entre o vermelho e o azul, representando a cor vermelha os valores de maior tensão e deformação registados. A escala de cores foi definida automaticamente pelo programa informático, sendo apenas alterada quando os valores eram mais baixos, para se observar maior contraste de cor. De seguida, apresentam-se as imagens representativas da análise biomecânica de cada uma das simulações efetuadas.

### 4.1. CARGA APLICADA NO PILAR ANTERIOR AO CANTILEVER (ENSAIO I)

Com cargas verticais, no modelo I (Fig. 17) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga sobre o implante distal foram verificadas na interface pilar-implante e no pilar na zona distal do anel junto à interface referida.

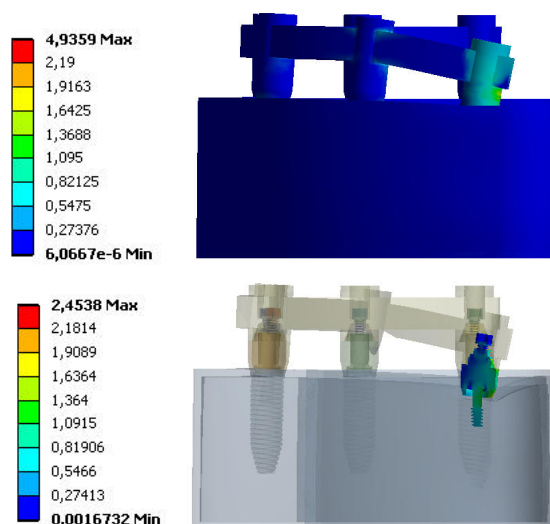
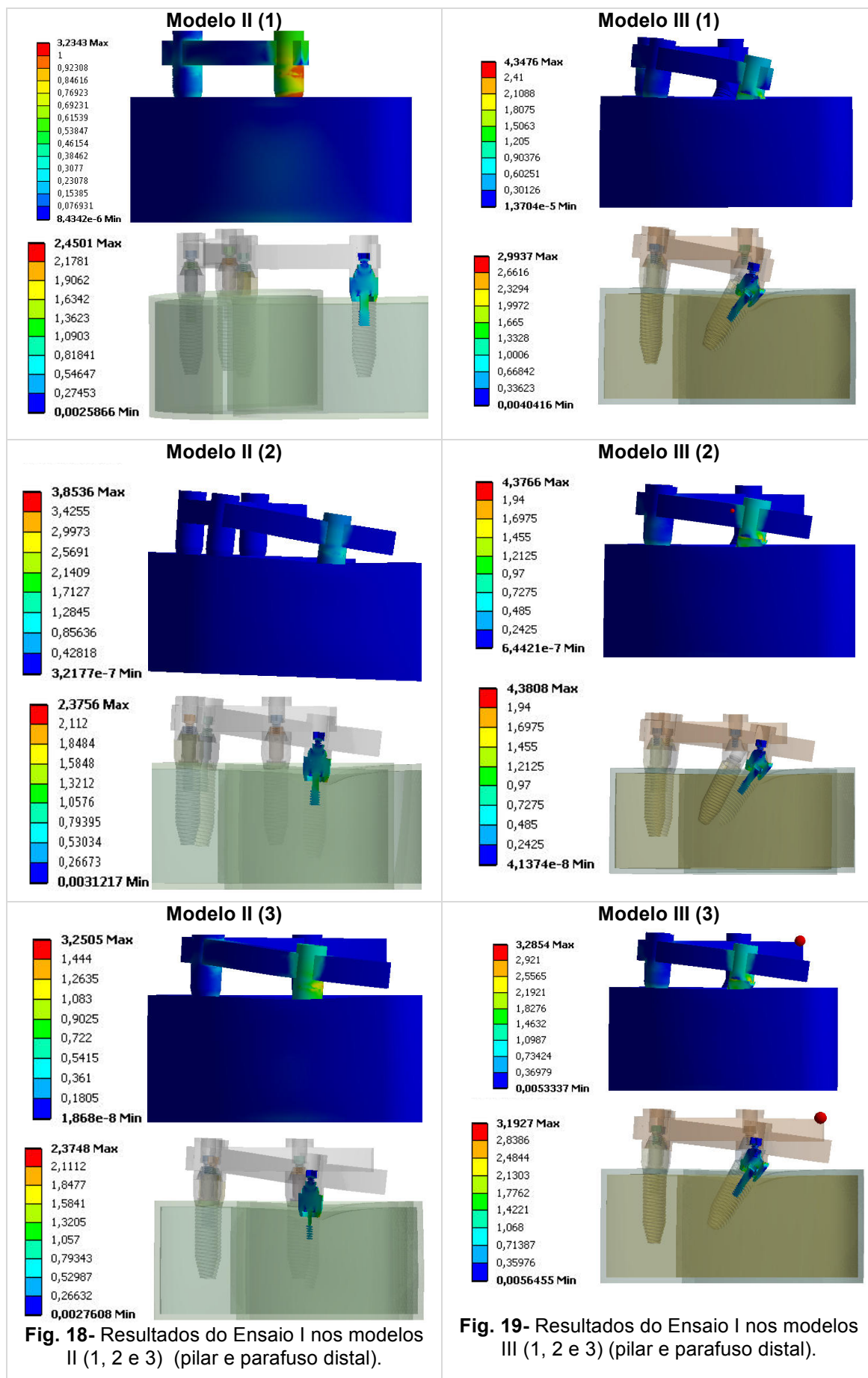
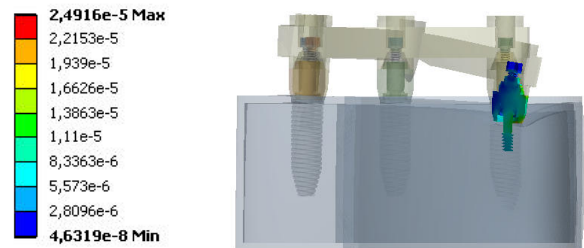


Fig. 17 - Resultados do Ensaio I no modelo I (pilar e no parafuso distal).

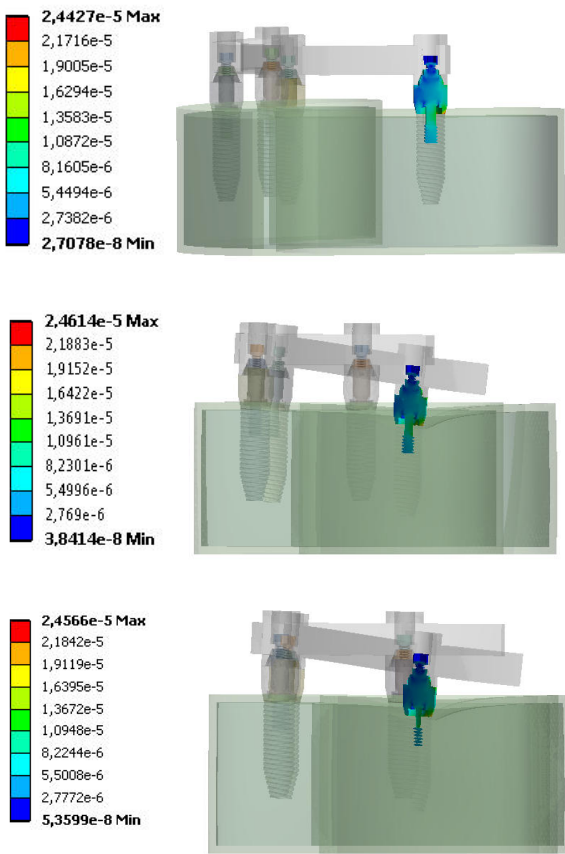
Nos modelos II (Fig.18) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga sobre o implante distal não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Os valores máximos de tensão nos pilares foram registados junto à interface pilar-implante na zona distal, sendo que o modelo II (1) regista maiores valores de 2,45MPa. Nos modelos III (Fig. 19) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga sobre o implante distal também não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Comparativamente aos pilares retos, os pilares angulados registaram maiores valores de tensão. Os valores máximos de tensão nos pilares foram registados junto à conexão com o implante e na superfície mesio-lingual do anel, sendo registados valores máximos de tensão no modelo III (2) de 4,39MPa.



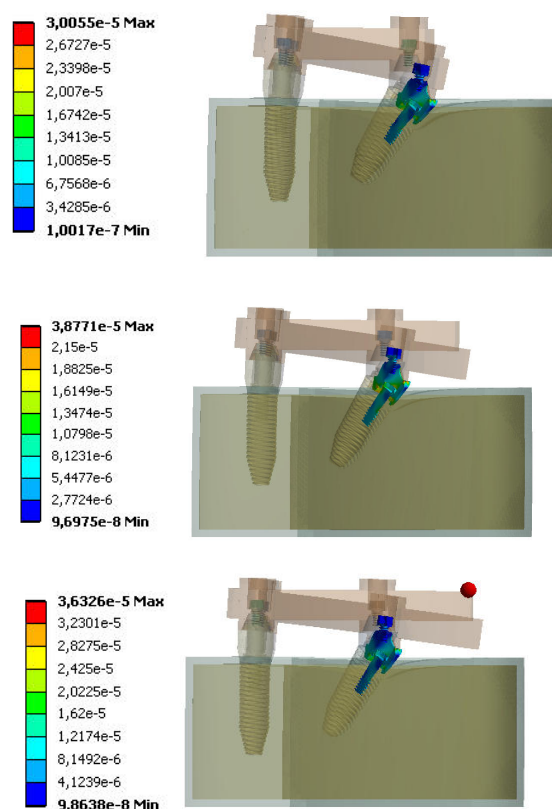
Em todos os modelos (Figs. 20 a 22) as deformações máximas resultantes da aplicação de carga sobre o implante distal não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Apenas se reporta um ligeiro aumento de deformações aquando do uso de um pilar angulado.



**Fig. 20-** Resultados do Ensaio I no modelo I (pilar e parafuso distal).

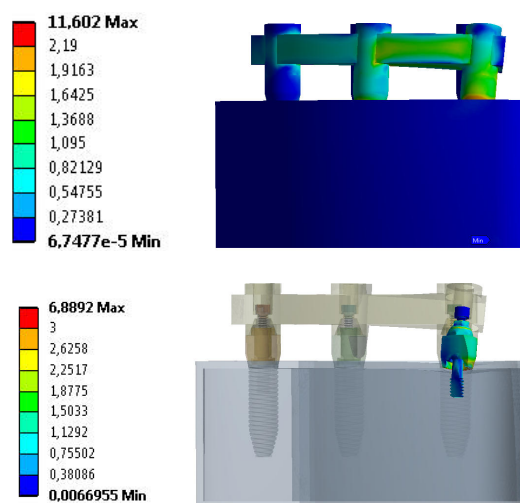


**Fig. 21-** Resultados do Ensaio I nos modelos II (pilar e parafuso distal).



**Fig. 22-** Resultados do Ensaio I nos modelos III (pilar e parafuso distal).

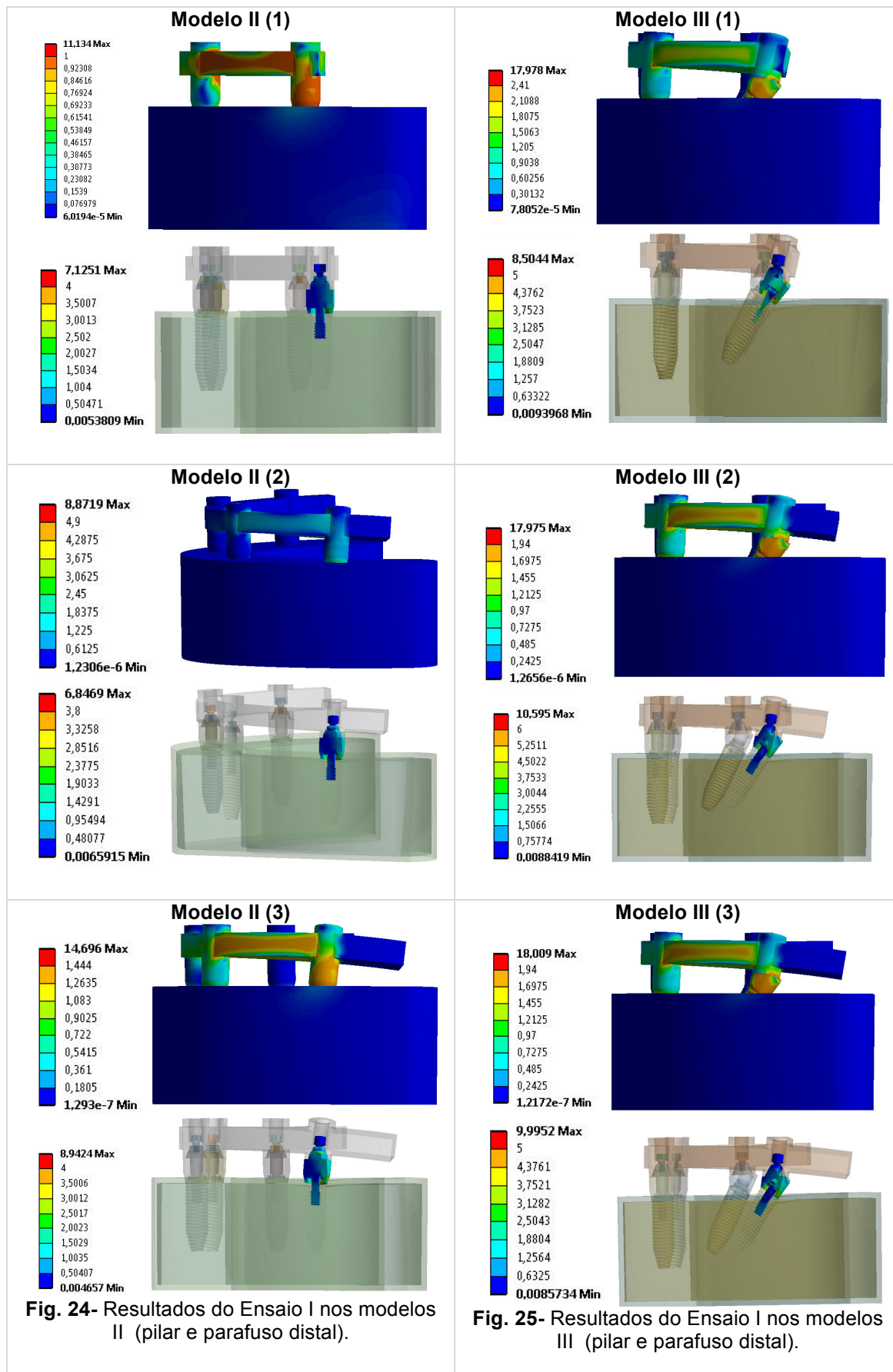
Nas cargas oblíquas, no modelo I (Fig. 23), as tensões máximas resultantes da aplicação de carga sobre o implante distal foram verificadas na interface pilar-implante e no pilar na zona lingual do anel.



**Fig. 23-** Resultados do Ensaio I no modelo I (pilar e parafuso distal).

À semelhança das tensões observadas nas cargas verticais, nos modelos II (Fig. 24) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga oblíqua sobre o implante distal não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Os valores máximos de tensão nos modelos foram registados na interface implante-pilar na zona lingual. No modelo II (3) verificaram-se valores máximos de 8,94MPa. Verificou-se um aumento geral de tensão, comparativamente com cargas verticais.

Nos modelos III (Fig. 25) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga sobre o implante distal não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Comparativamente aos pilares retos, os pilares angulados registaram tensões mais elevadas. Os valores máximos de tensão nos pilares foram registados junto à interface implante-pilar, na zona lingual do anel, sendo observados valores máximos de tensão de 10,59MPa no modelo III (2).





Nos modelos II (Fig. 27) as deformações máximas resultantes da aplicação de carga sobre o implante distal não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*, ao contrário dos modelos III (Fig. 28) no qual se verificou um aumento de tensão com a extensão do mesmo. Adicionalmente, reporta-se um ligeiro aumento de deformações aquando o uso de pilar angulado.

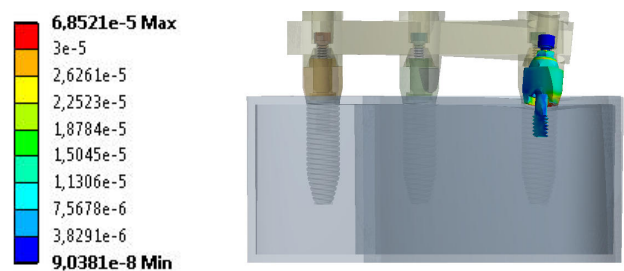


Fig. 26- Resultados do Ensaio I no modelo I (pilar e parafuso distal).

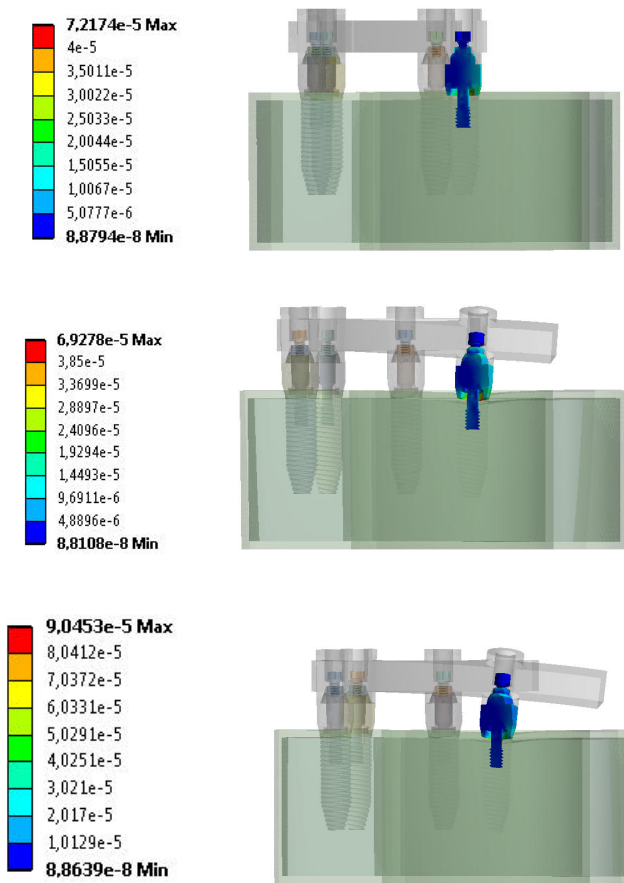
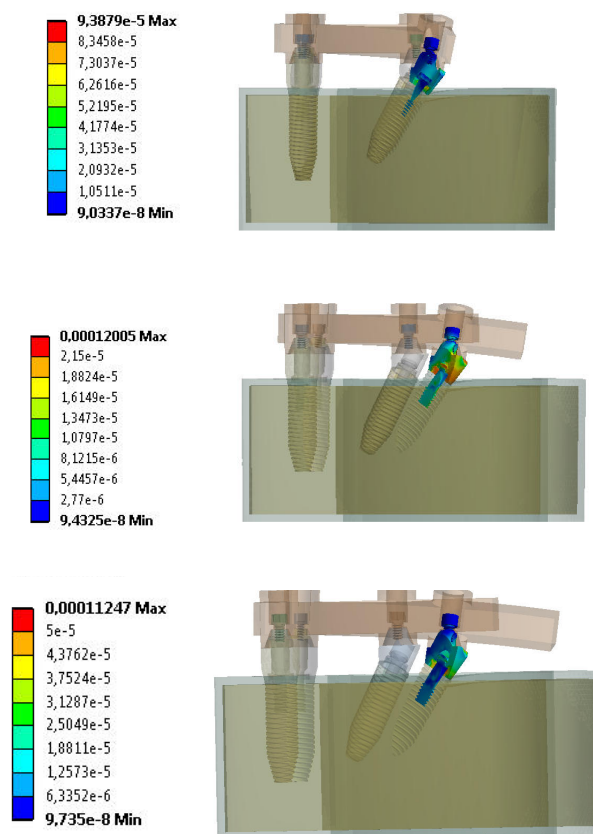


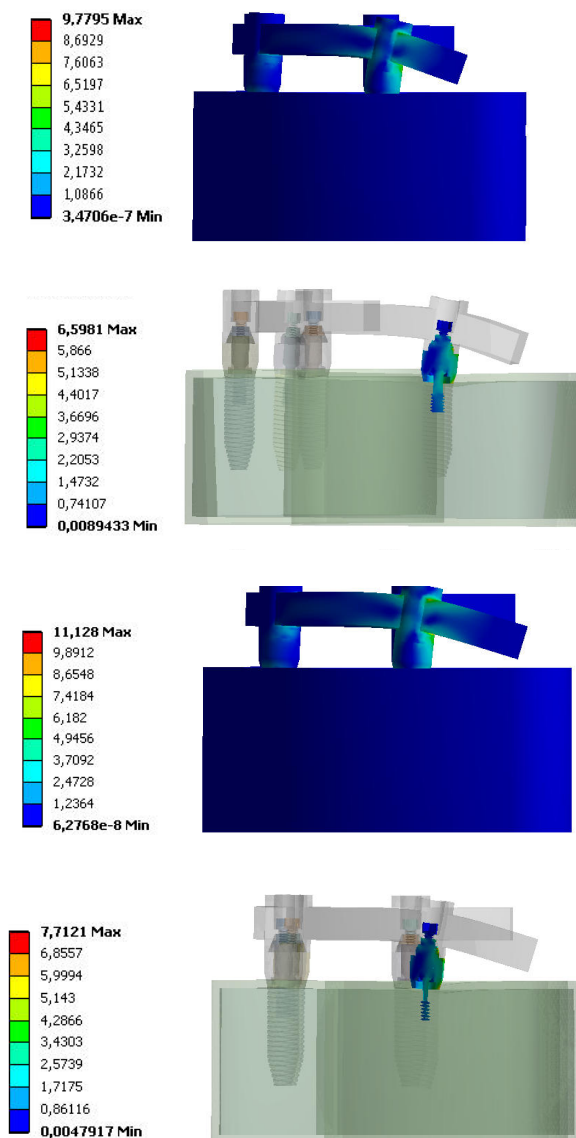
Fig. 27- Resultados do Ensaio I nos modelos II (pilar e parafuso distal).



**Fig. 28-** Resultados do Ensaio I nos modelos III (pilar e parafuso distal).

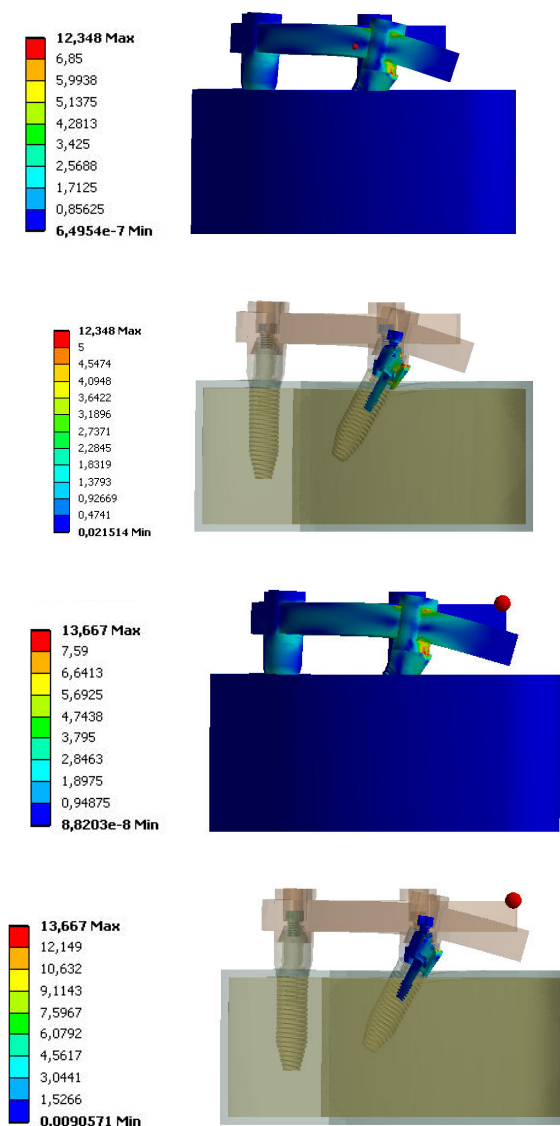
## 4.2. CARGA APLICADA SOBRE O CANTILEVER (ENSAIO II)

Com cargas verticais, nos modelos II (Fig. 29) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga sobre o *cantilever*, aumentam conforme se aumenta a extensão do *cantilever*. Os valores máximos de tensão nos pilares distais foram registrados em redor da interface do anel com o parafuso, na zona distal, com valores máximos de 7,71MPa no modelo II (3).



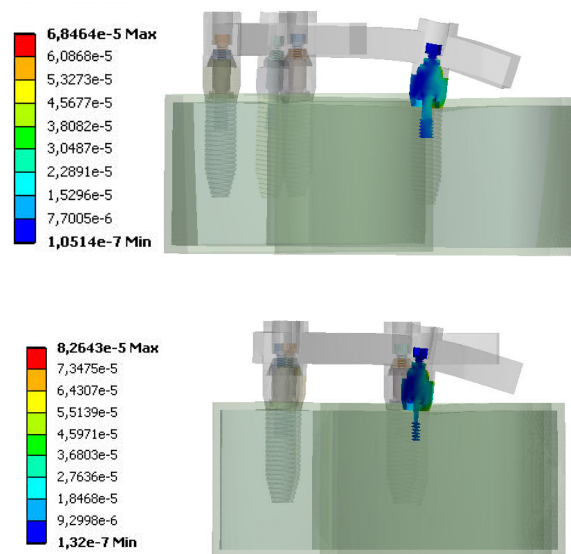
**Fig. 29-** Resultados do Ensaio II nos modelos II (2 e 3) (pilar e parafuso distal).

Também nos modelos III (2) e (3) (Fig. 30), se verificou um aumento de tensão com o aumento da extensão do *cantilever*, sendo maior nos pilares angulados em detrimento dos pilares retos. Foi observado como zona máxima de tensão no pilar angulado, a extremidade distal mais superior, junto à interface cilindro da estrutura com o pilar, com valores de 13,66MPa no modelo III (3).

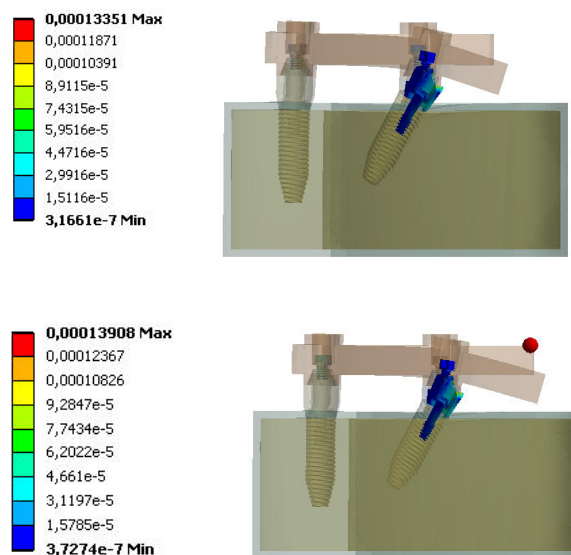


**Fig. 30-** Resultados do Ensaio II nos modelos III (2 e 3) (pilar e parafuso distal).

Em todos os modelos (Figs. 31 e 32) as deformações máximas aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Reporta-se também um ligeiro aumento de deformação aquando o uso de pilar angulado.

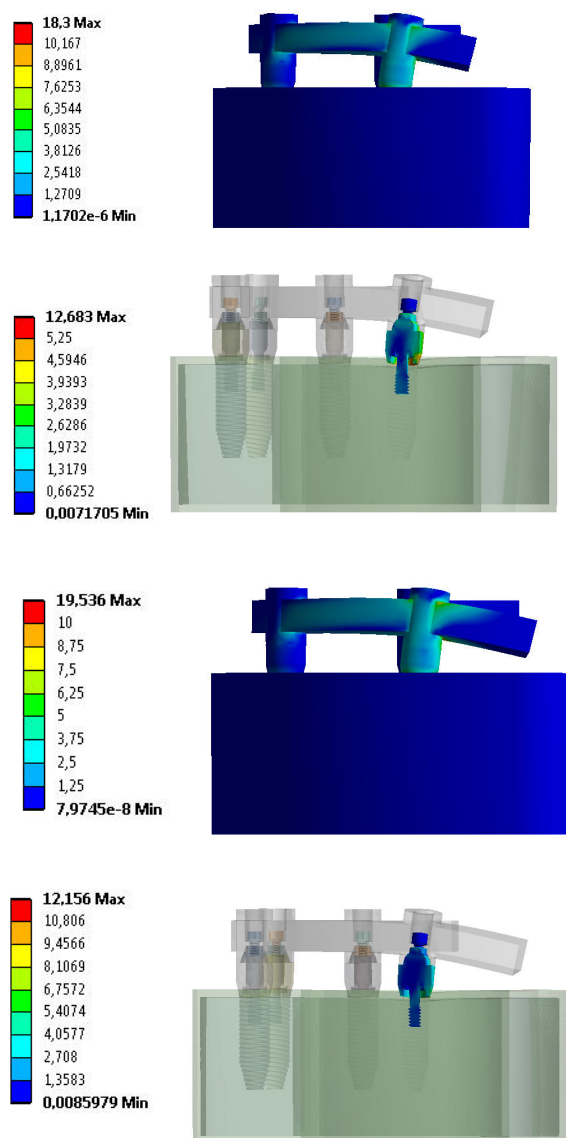


**Fig. 31-** Resultados do Ensaio II nos modelos II (2 e 3) (pilar e parafuso distal).



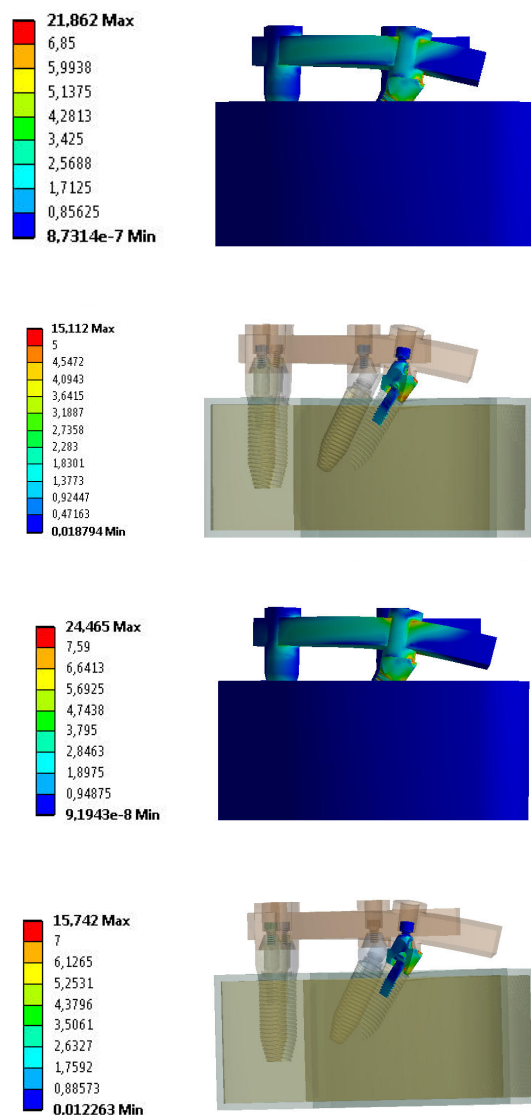
**Fig. 32-** Resultados do Ensaio II nos modelo III (2 e 3) (pilar e parafuso distal).

Nas cargas oblíquas, nos modelos II (Fig. 33) as tensões máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Os valores máximos de tensão nos pilares distais foram registados na interface implante-pilar, na zona lingual do anel, observando-se valores máximos de 12,68MPa no modelo II (2).



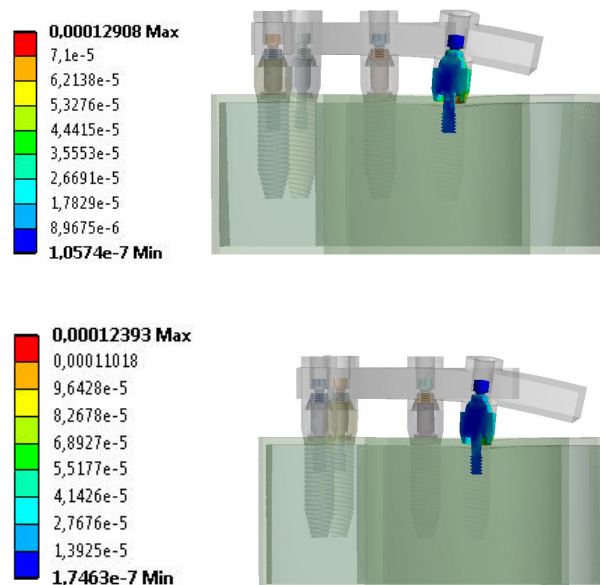
**Fig. 33-** Resultados do Ensaio II nos modelos II (2 e 3) (pilar e parafuso distal).

Nos modelos III (Fig. 34) as tensões máximas aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Comparativamente aos pilares retos, os pilares angulados registaram novamente valores mais elevados. Os valores máximos de tensão nos pilares angulados foram registados na interface implante-pilar na zona lingual no modelo III (3). No modelo III (2), observaram-se tensões mais elevadas na zona mais superior da zona distal do pilar, junto à conexão com o cilindro da estrutura, com valores máximos de 15,74MPa.

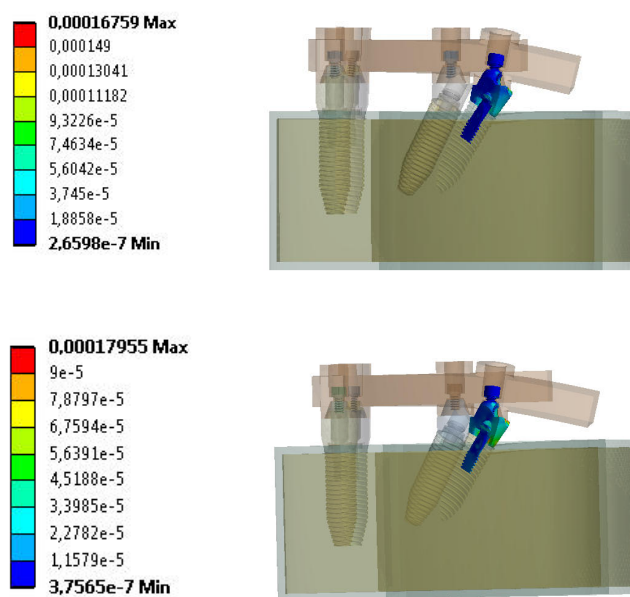


**Fig. 34-** Resultados do Ensaio II nos modelos III (2 e 3) (pilar e parafuso distal).

A deformação nos modelos II manteve-se sem alterações significativas, mas nos modelos III aumentou proporcionalmente com a extensão do *cantilever* e foi maior nos pilares angulados (Figs. 35 e 36).



**Fig. 35-** Resultados do Ensaio II nos modelos II (2 e 3) (pilar e parafuso distal).

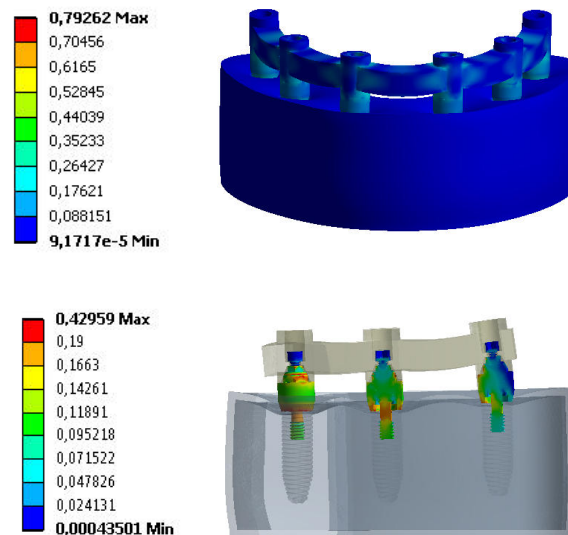


**Fig. 36-** Resultados do Ensaio II nos modelos III (2 e 3) (pilar e parafuso distal).



### 4.3. CARGA DISTRIBUÍDA POR TODA A ARCADA (ENSAIO III)

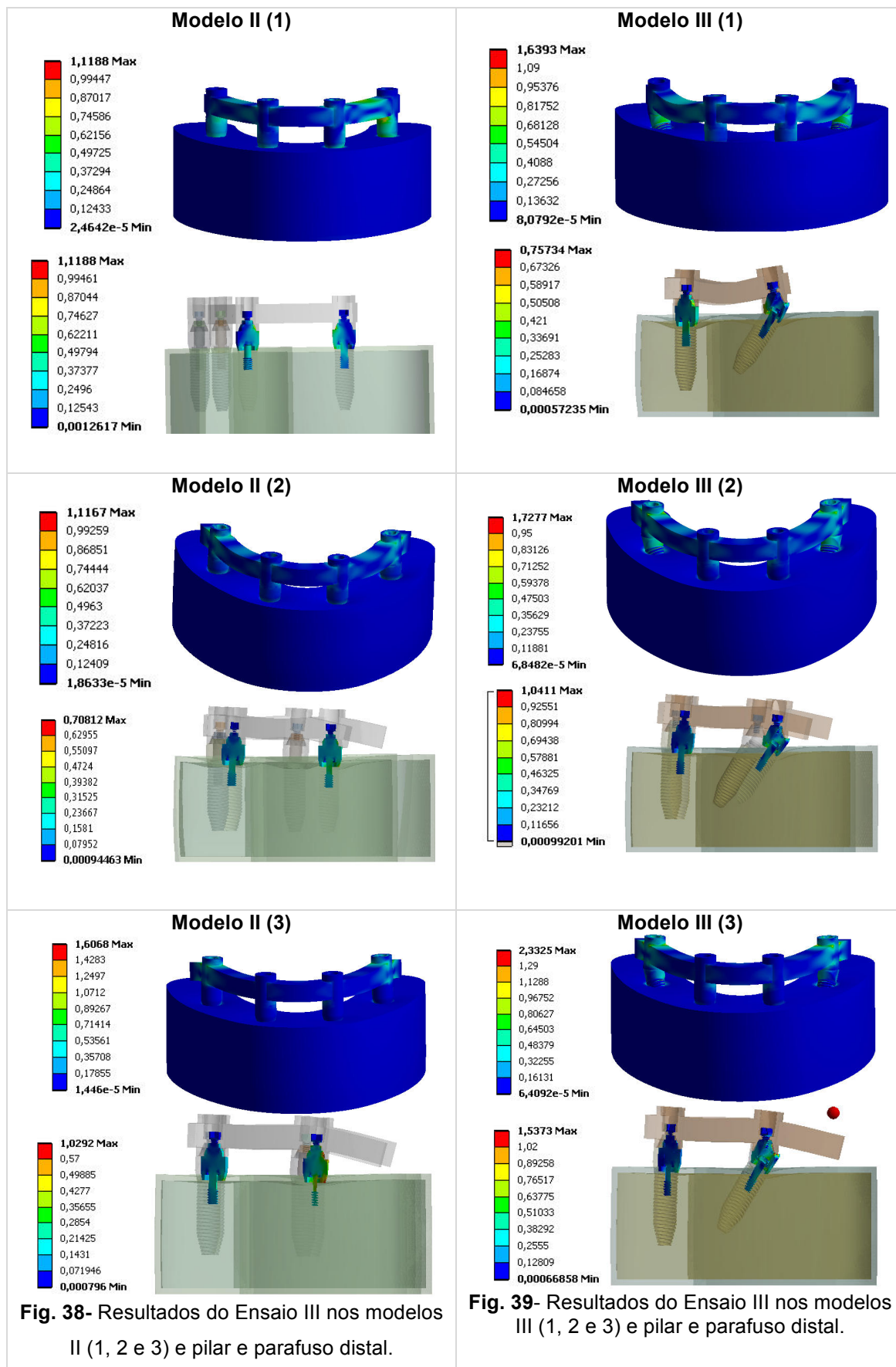
Com cargas verticais, no modelo I (Fig. 37) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga distribuída por toda a arcada foram verificadas na interface implante-pilar, na zona vestibular do anel do pilar intermédio.



**Fig. 37-** Resultados do Ensaio III com o modelo I (pilar e parafuso distal).

Nos modelos II (Fig. 38) as tensões máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Os valores máximos de tensão nos pilares no modelo sem *cantilever* foram registados no pilar anterior na interface do anel-parafuso do pilar na zona disto-lingual. Nos modelos II (2 e 3), as tensões máximas foram observadas no pilar distal, na interface implante-pilar e na zona distal do anel. Foi registado como valor máximo de tensão 1,11MPa, no pilar anterior do modelo II (1).

Nos modelos III (Fig. 39) as tensões máximas aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Os valores máximos de tensão foram registados em diferentes locais do pilar distal, consoante a variação do *cantilever*. No modelo III (1), verificou-se maior tensão no ângulo interno mesial do anel do pilar, no modelo III (2), foi observada maior tensão na interface implante-pilar, zona lingual. E no modelo III (3), a parte mais superior da zona distal do anel apresentou maiores valores de tensão, com 2,33MPa. Os valores foram semelhantes quando comparadas as tensões máximas em pilares angulados e retos.



Em todos os modelos (Figs. 40 a 42) as deformações máximas resultantes da aplicação de carga sobre toda a arcada não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Os valores de tensão máxima mantiveram-se semelhantes em pilares retos e angulados.

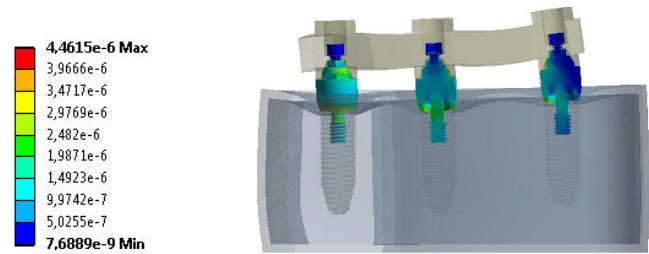


Fig. 40- Resultados do Ensaio III no modelo I (pilar e parafuso distal).

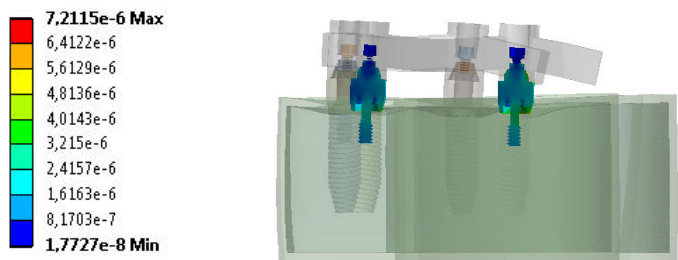
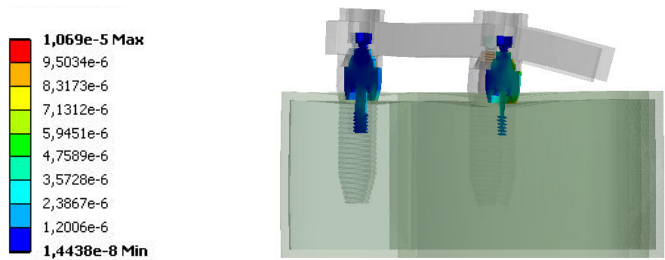
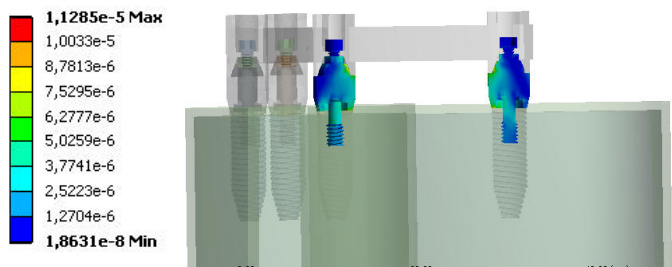
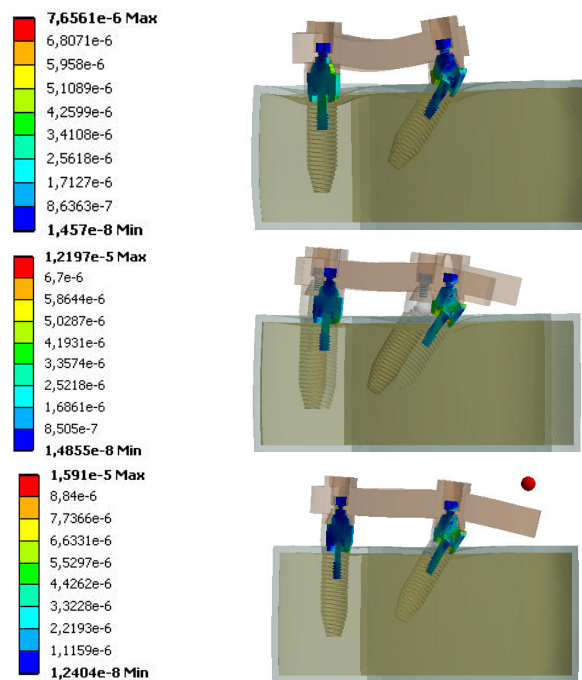
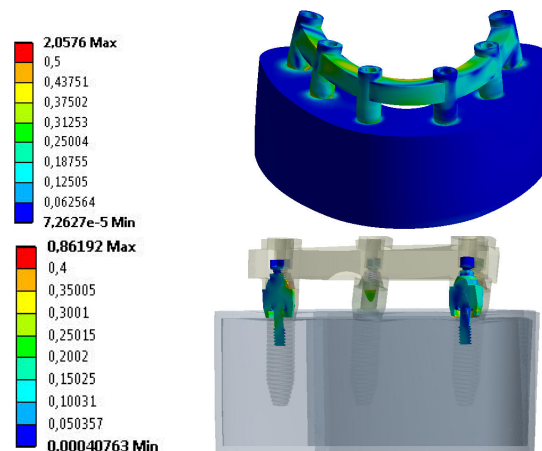


Fig. 41- Resultados do Ensaio III nos modelos II (pilar e parafuso distal).



**Fig. 42-** Resultados do Ensaio III nos modelos III (pilar e parafuso distal).

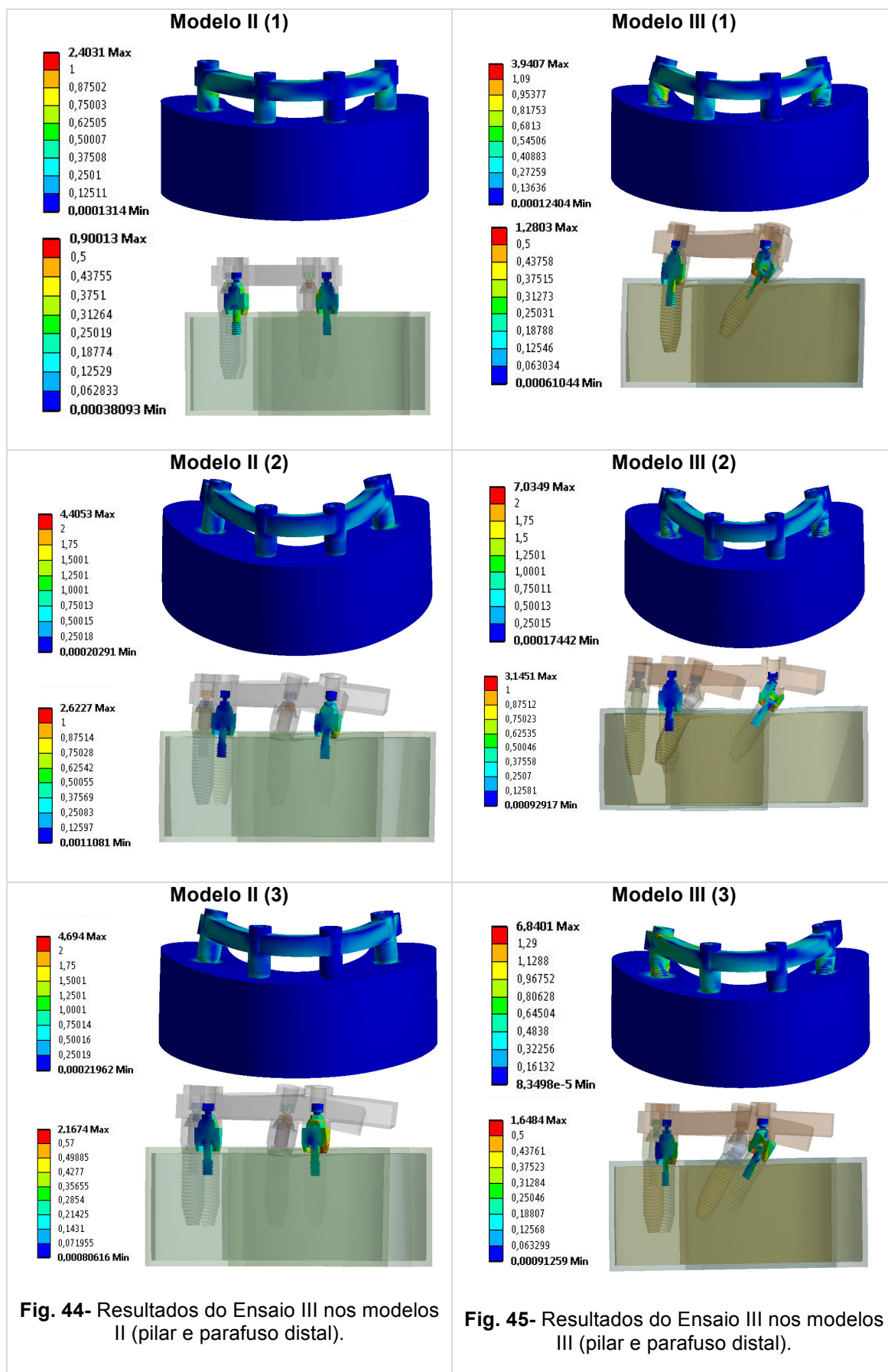
Com cargas oblíquas, no modelo I (Fig. 43) as tensões máximas foram verificadas no pilar mais anterior, na interface anel-parafuso do pilar na zona disto-lingual, e no pilar mais distal, foram observadas na interface implante-pilar, na zona lingual.



**Fig. 43-** Resultados do Ensaio III no modelo I (pilar e parafuso distal).

Nos modelos II (Fig. 44) as tensões máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*, mantendo-se semelhantes. Os valores máximos de tensões foram observados no pilar distal, na interface implante-pilar na zona lingual do anel. No modelo II (2) verificaram-se os valores mais elevados de tensões (2,62MPa).

Nos modelos III (Fig. 45) as tensões máximas também não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Comparativamente aos pilares retos, os pilares angulados registaram maiores tensões. Os valores máximos foram registados no pilar distal, na interface implante-pilar, na zona lingual do anel (p.ex. 3,14MPa, no modelo III (2)).



### Modelo II (2)

4,4053 Max

2

1,75

1,5001

1,2501

1,0001

0,75013

0,50015

0,25018

0,00020291 Min

2,6227 Max

1

0,87514

0,75028

0,62542

0,50055

0,37569

0,25083

0,12597

0,0011081 Min

### Modelo III (2)

7,0349 Max

2

1,75

1,5

1,2501

1,0001

0,75011

0,50013

0,25015

0,00017442 Min

3,1451 Max

1

0,87512

0,75023

0,62535

0,50046

0,37558

0,2507

0,12581

0,00092917 Min

### Modelo II (3)

4,694 Max

2

1,75

1,5001

1,2501

1,0001

0,75014

0,50016

0,25019

0,00021962 Min

2,1674 Max

0,57

0,49885

0,4277

0,35655

0,2854

0,21425

0,1431

0,071955

0,00080616 Min

### Modelo III (3)

6,8401 Max

1,29

1,1288

0,96752

0,80628

0,64504

0,4838

0,32256

0,16132

8,3498e-5 Min

1,6484 Max

0,5

0,43761

0,37523

0,31284

0,25046

0,18807

0,12568

0,063299

0,00091259 Min

Fig. 44- Resultados do Ensaio III nos modelos II (pilar e parafuso distal).

Fig. 45- Resultados do Ensaio III nos modelos III (pilar e parafuso distal).

Em todos os modelos (Figs. 46 a 48) as deformações máximas resultantes da aplicação de carga não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Apenas se reporta um ligeiro aumento de deformações aquando o uso de pilar angulado.

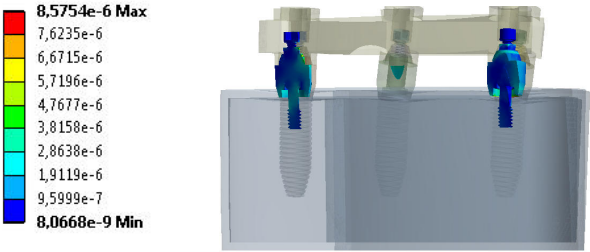


Fig. 46- Resultados do Ensaio III no modelo I (pilar e parafuso distal).

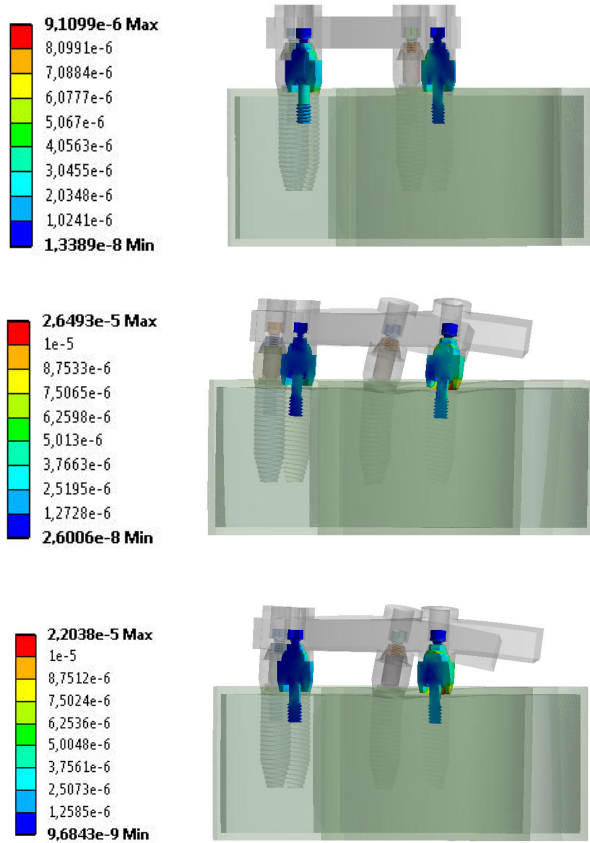
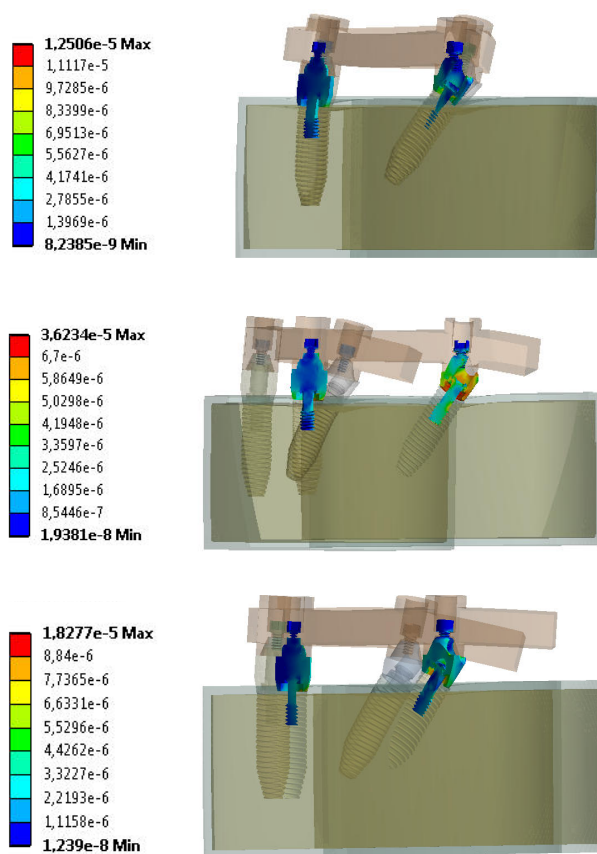


Fig. 47- Resultados do Ensaio III nos modelos II (pilar e parafuso distal).

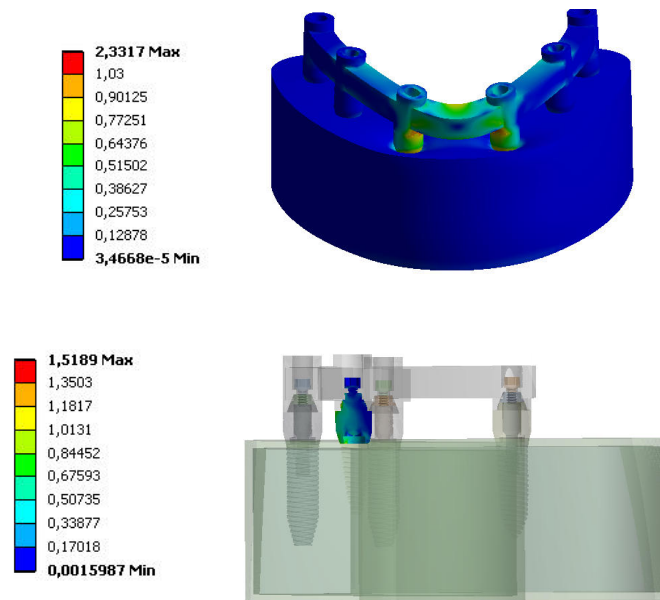




**Fig. 48-** Resultados do Ensaio III nos modelos III (pilar e parafuso distal).

#### 4.4. CARGA APLICADA NO SETOR ANTERIOR (ENSAIO IV)

Com cargas verticais, no modelo I (Fig. 49) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga sobre a zona anterior foram verificadas no pilar anterior, na interface anel-parafuso do pilar na zona mesio-vestibular.

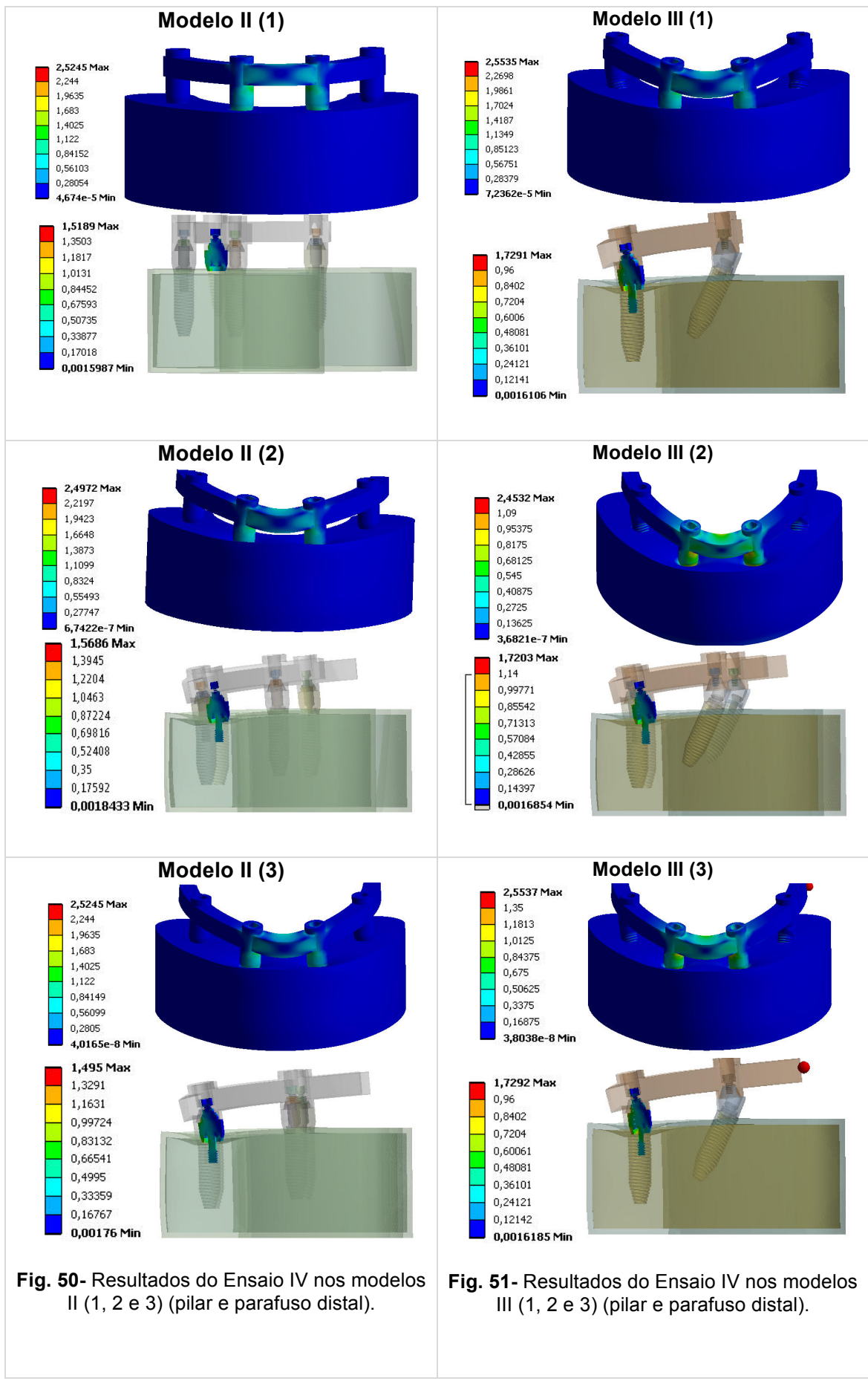


**Fig. 49-** Resultados do Ensaio IV no modelo I (pilar e parafuso distal).

Nos modelos II (Fig. 50) as tensões máximas aumentaram muito ligeiramente com o aumento de extensão do *cantilever*. Os valores máximos de tensão no pilar anterior foram verificados na interface anel-parafuso do pilar, na zona lingual e na zona mesio-vestibular, nos modelos sem e com *cantilever*, respetivamente. O modelo II (1) registou valores mais elevados de tensão, de 1,51MPa.

Nos modelos III (Fig. 51) as tensões máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*, mantendo-se exatamente com o mesmo valor. Comparativamente aos pilares retos, os pilares angulados registaram maior tensão. Os valores máximos de tensão nos pilares anteriores foram registados na interface do implante-pilar na zona vestibular no caso dos modelos III (1 e 3) e zona distal no modelo III (2), tendo sido observado o mesmo valor de 1,72MPa.

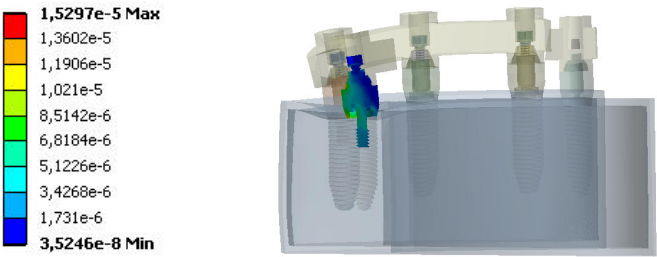




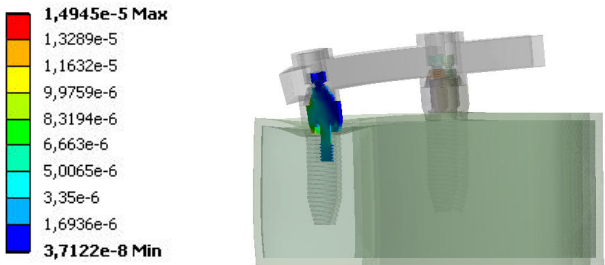
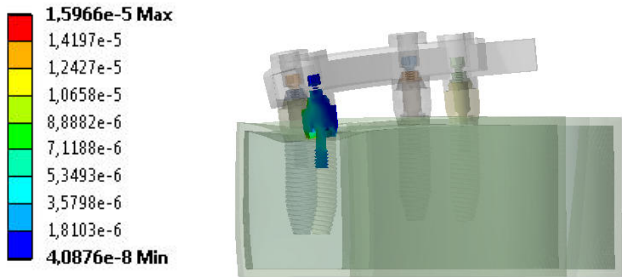
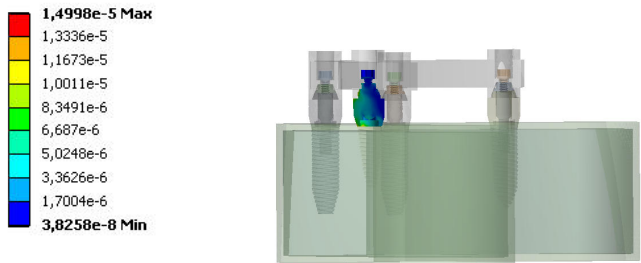
**Fig. 50-** Resultados do Ensaio IV nos modelos II (1, 2 e 3) (pilar e parafuso distal).

**Fig. 51-** Resultados do Ensaio IV nos modelos III (1, 2 e 3) (pilar e parafuso distal).

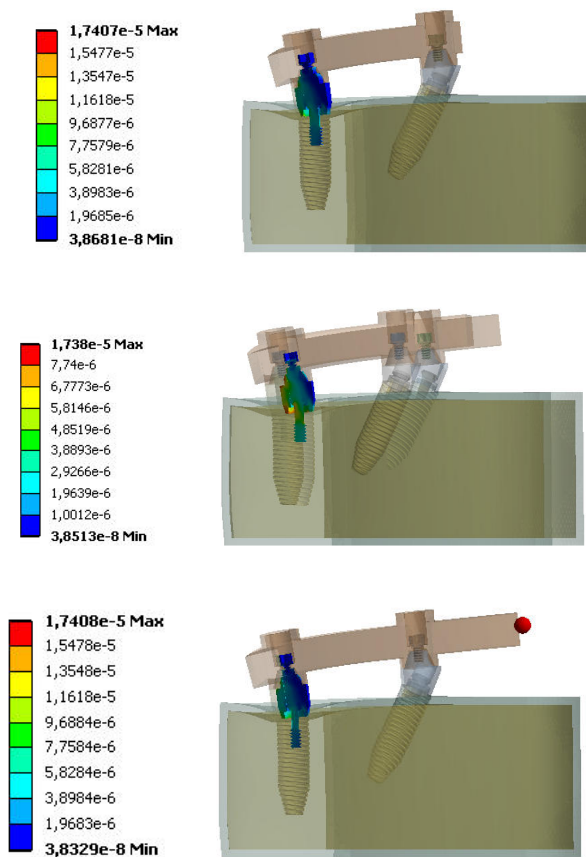
Em todos os modelos (Figs. 52 a 54) as deformações máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*, mantendo-se semelhantes, em todos os casos. Apenas se reporta um ligeiro aumento de deformações aquando o uso de pilar angulado.



**Fig. 52-** Resultados do Ensaio IV no modelo I (pilar e parafuso distal).

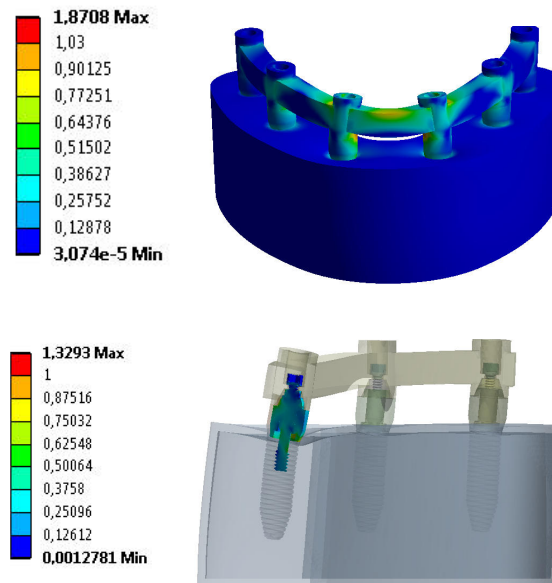


**Fig. 53-** Resultados do Ensaio IV nos modelos II (pilar e parafuso distal).



**Fig. 54-** Resultados do Ensaio IV nos modelos III (pilar e parafuso distal).

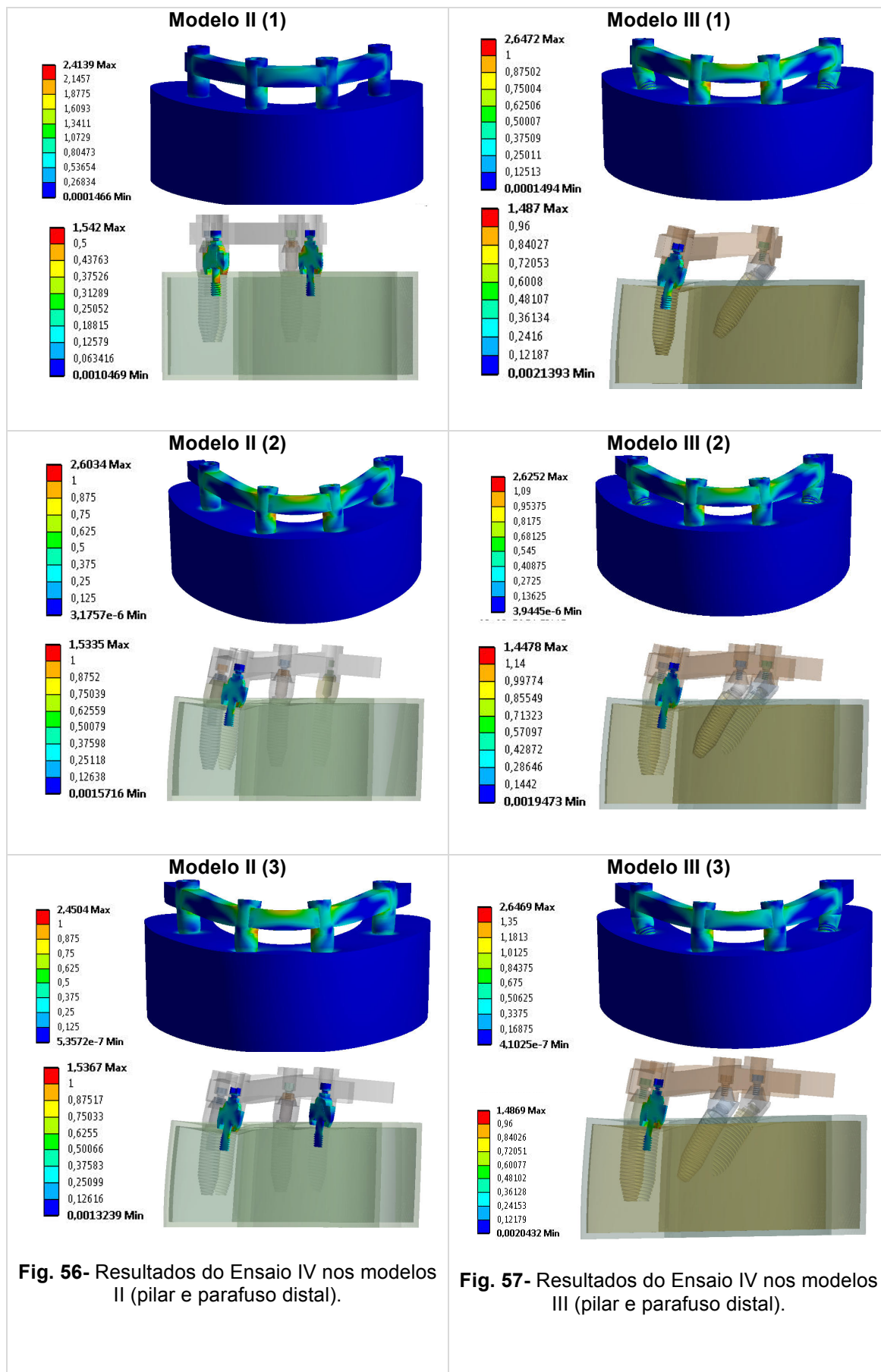
Com cargas oblíquas, no modelo I (Fig. 55) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga sobre a zona anterior foram verificadas no pilar anterior na interface anel-parafuso do mesmo, na zona mesial.



**Fig. 55-** Resultados do Ensaio IV no modelo I (pilar e parafuso distal).

Nos modelos II (Fig. 56) as tensões máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*, mantendo-se semelhantes. Os valores máximos de tensão nos modelos foram registados no pilar anterior, na interface implante-pilar na zona lingual, variando entre 1,53MPa e 1,54MPa.

Nos modelos III (Fig.57) as tensões máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*, mantendo-se semelhantes. Comparativamente aos pilares retos, os pilares angulados registaram tensões mais reduzidas. Os valores máximos de tensão nos modelos foram registados no pilar anterior, na interface implante-pilar, na zona lingual do anel. Nomeadamente, nos modelos III (1 e 3) foram observados os maiores valores de tensão de 1,48MPa.



**Fig. 56-** Resultados do Ensaio IV nos modelos II (pilar e parafuso distal).

**Fig. 57-** Resultados do Ensaio IV nos modelos III (pilar e parafuso distal).

Em todos os modelos (Fig. 58 a 60) as deformações máximas resultantes da aplicação de carga não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*, mantendo-se semelhantes, em todos os casos. Apenas se reporta uma ligeira diminuição de deformação aquando o uso de pilar angulado.

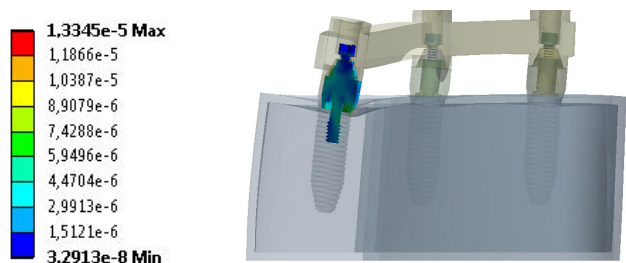


Fig. 58- Resultados do Ensaio IV no modelo I (pilar e parafuso distal).

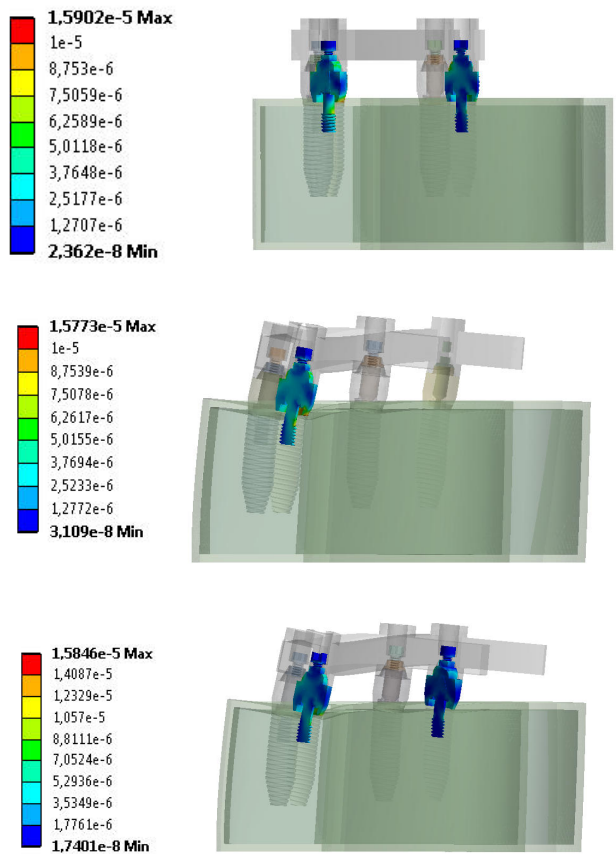


Fig. 59- Resultados do Ensaio IV nos modelos II (pilar e parafuso distal).

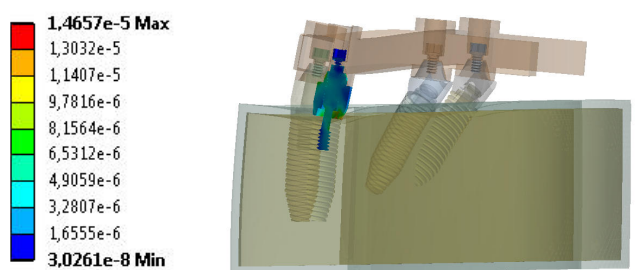
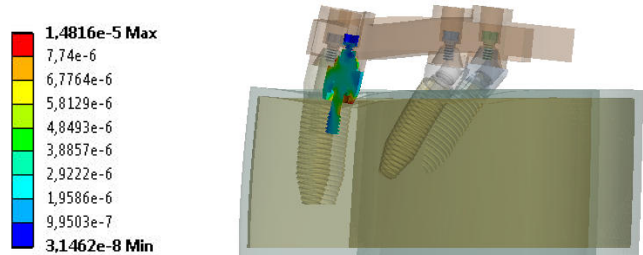
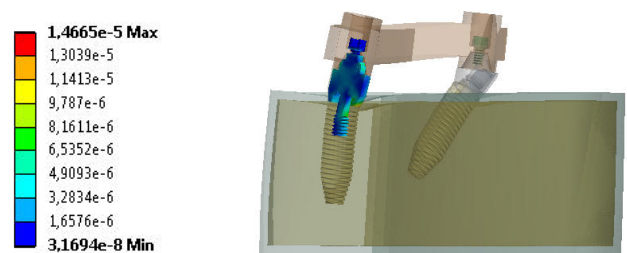


Fig. 60- Resultados do Ensaio IV nos modelos III (pilar e parafuso distal)



#### 4.5. CARGA APLICADA NOS SETORES POSTERIORES (ENSAIO V)

Com cargas verticais, no modelo I (Fig. 61) as tensões máximas resultantes da aplicação de carga sobre as zonas posteriores foram verificadas no pilar intermédio na interface implante-pilar na zona disto-vestibular do anel.

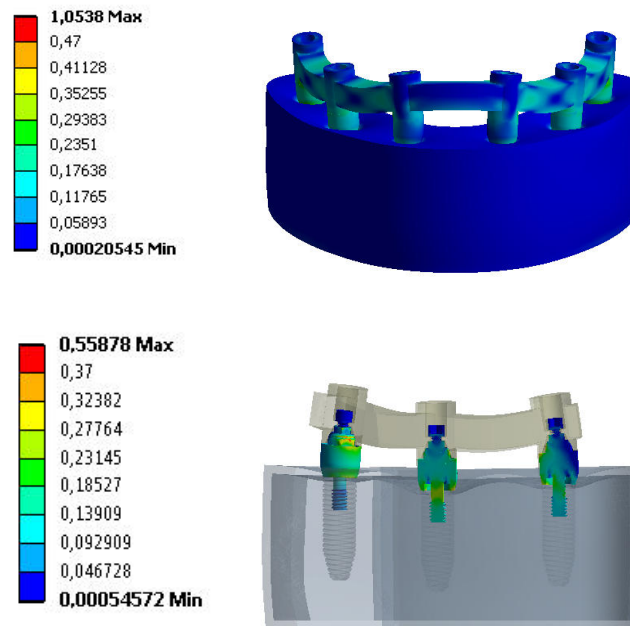
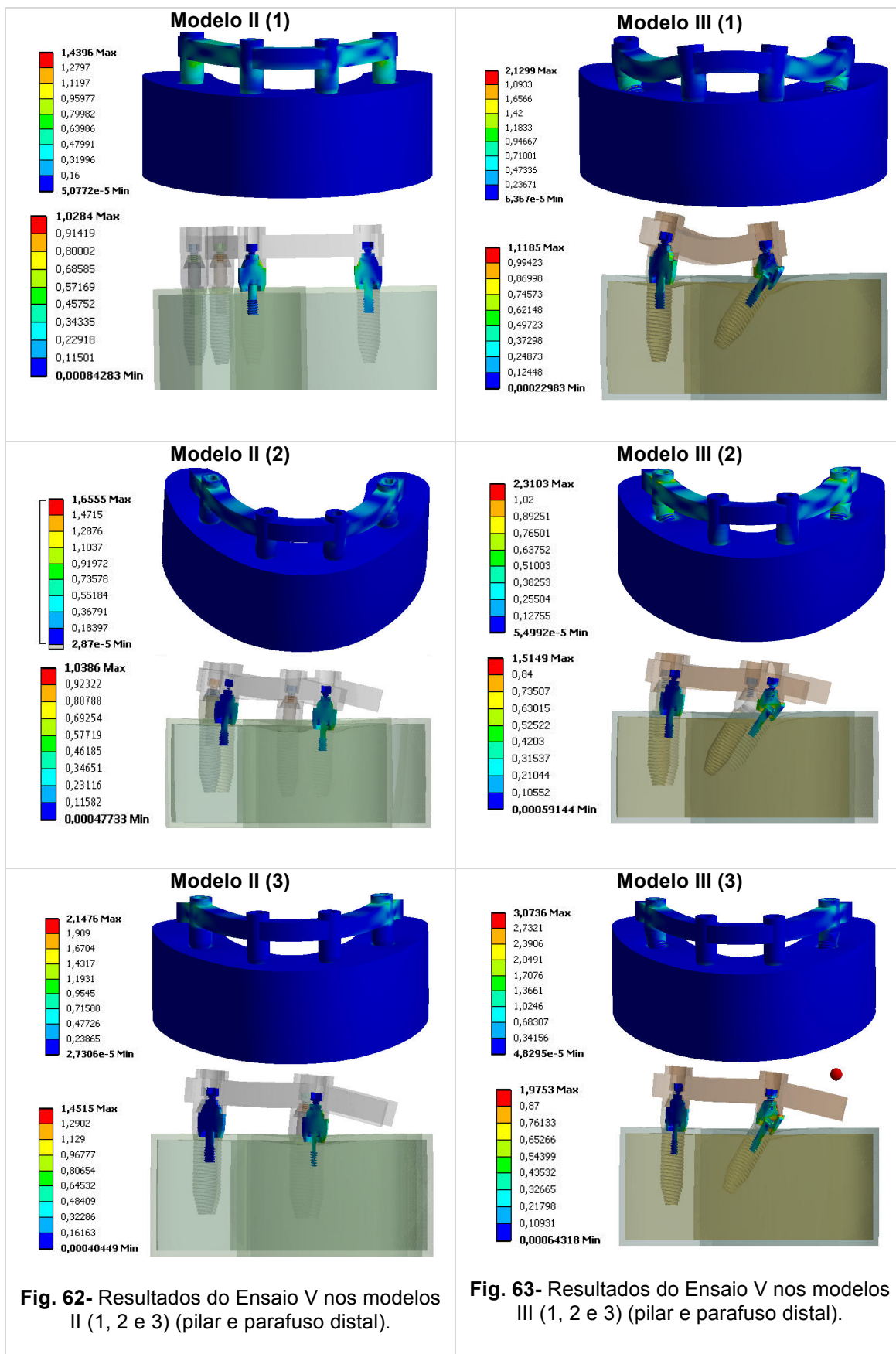


Fig. 61- Resultados do Ensaio V com o modelo I e pilar e parafuso distal.

Nos modelos II (Fig. 62) as tensões máximas aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Os valores máximos de tensão nos pilares foram observados no pilar distal, na interface anel-parafuso do pilar por mesial no caso do modelo sem *cantilever*. Nos modelos II (2 e 3), foi junto à interface implante-pilar na zona disto-lingual do anel do pilar que se verificou maior aumento de tensão. O modelo II (3) registou valores mais elevados de 1,45MPa.

Nos modelos III (Fig. 63) as tensões máximas também aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Comparativamente aos pilares retos, os pilares angulados registaram maior tensão. Os valores máximos de tensão nos modelos foram registados no pilar distal, nas mesmas zonas observadas no Ensaio III, sendo os maiores valores de 1,97MPa encontrados no modelo III (3).





Em todos os modelos (Fig. 64 a 66) a deformação máxima não aumentou proporcionalmente com a extensão do *cantilever* nos modelos II mas, nos modelos III houve um aumento considerável da mesma.

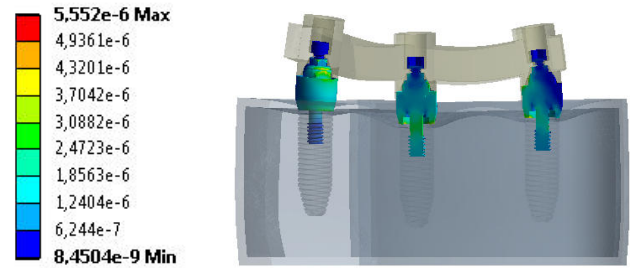


Fig. 64- Resultados do Ensaio V no modelo I (pilar e parafuso distal).

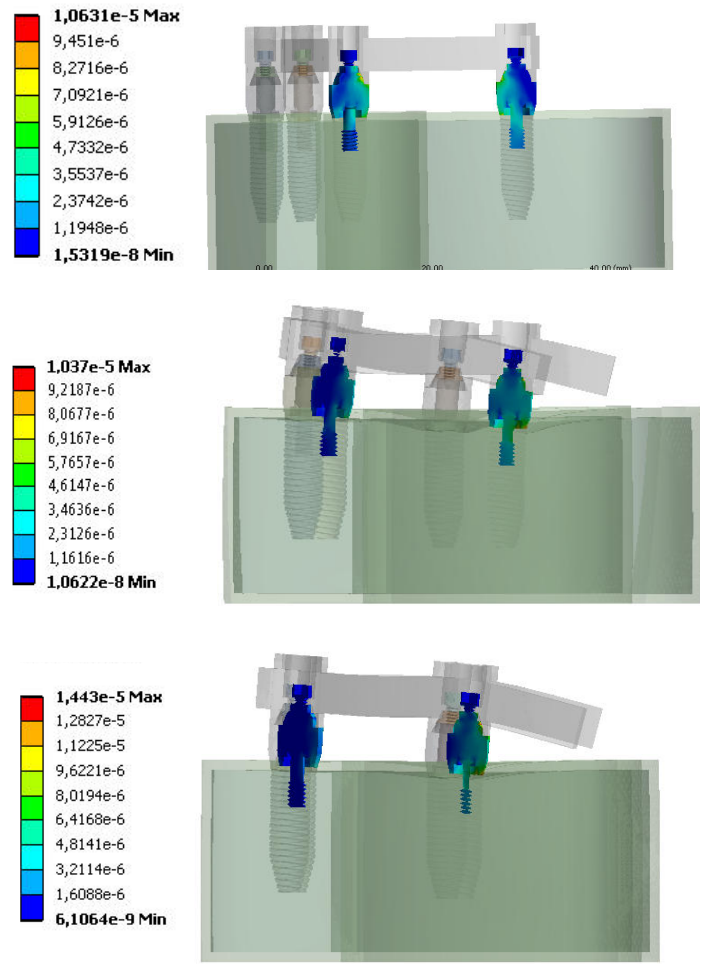
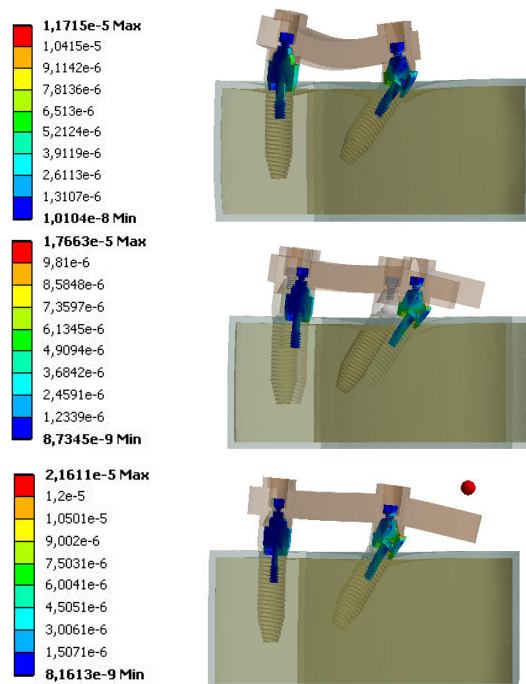
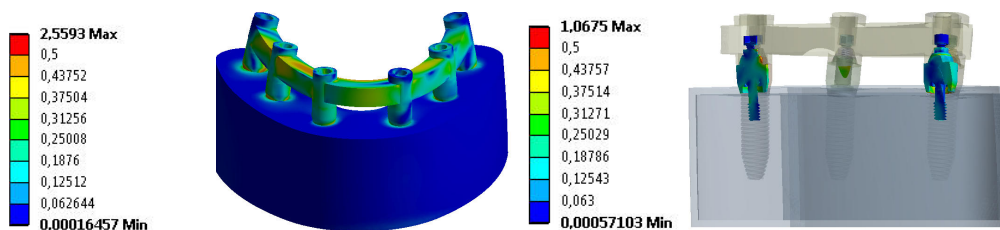


Fig. 65- Resultados do Ensaio V nos modelos II (pilar e parafuso distal).



**Fig. 66-** Resultados do Ensaio V nos modelos III (pilar e parafuso distal).

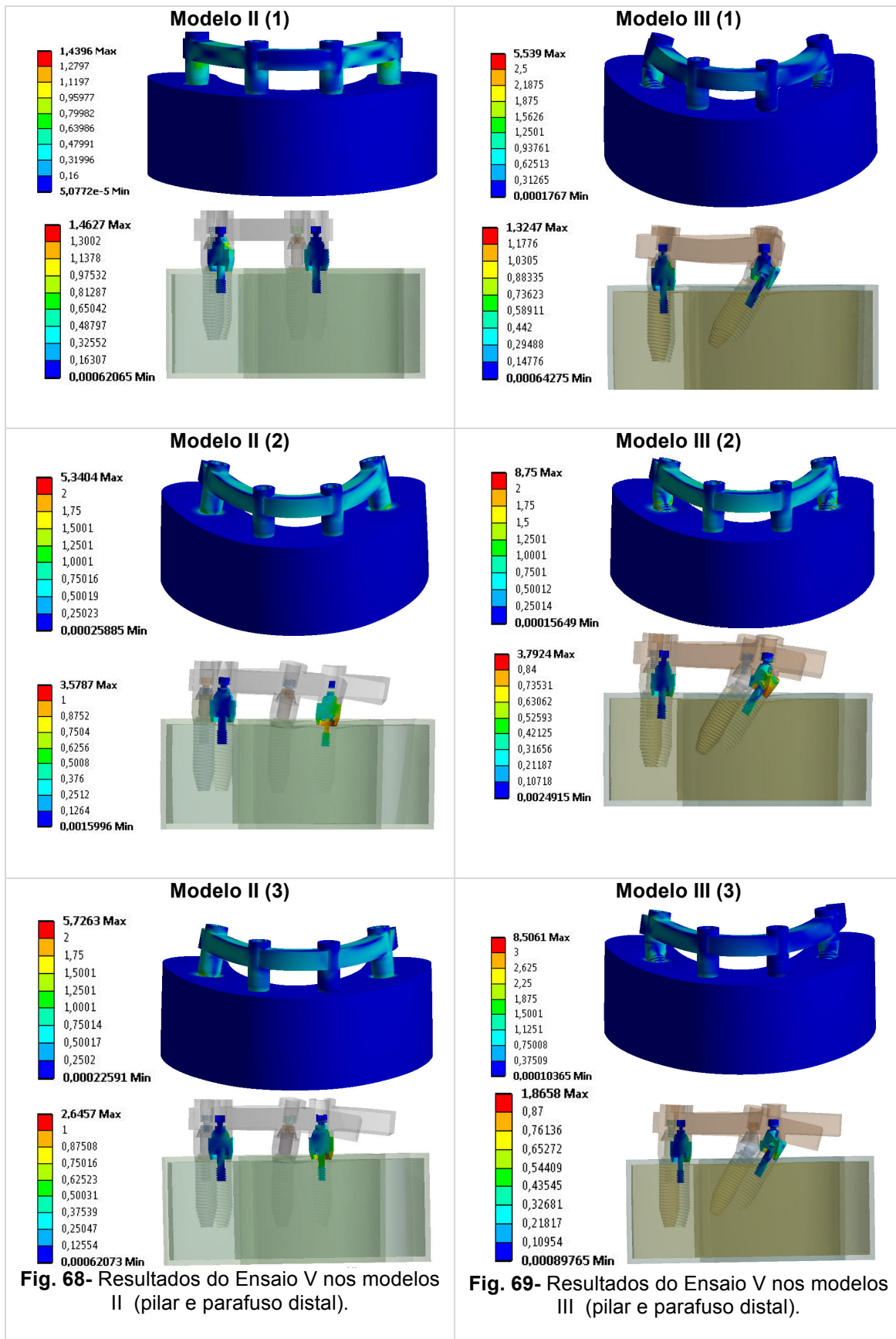
Com cargas oblíquas, no modelo I (Fig. 67) as tensões máximas foram observadas próximas da interface implante-pilar, na zona mesio-vestibular do anel do pilar distal.



**Fig. 67-** Resultados do Ensaio V no modelo I (pilar e parafuso distal).

Nos modelos II (Fig. 68) as tensões máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Os valores máximos foram registados na interface anel-parafuso do pilar anterior, na zona lingual do anel no modelo sem *cantilever*. Nos modelos II (2 e 3), foram observados valores mais elevados junto à interface implante-pilar, na zona lingual do anel do pilar distal (p.ex. modelo II (2), 3,57MPa).

Nos modelos III (Fig. 69) as tensões máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*. Comparativamente, os valores máximos nos modelos com pilares angulados diminuíram ligeiramente face aos valores nos modelos apenas com pilares retos. Os valores máximos foram registados nas mesmas zonas dos modelos II deste ensaio (p.ex. modelo III (2), 3,79MPa).



Em todos os modelos (Figs. 70 a 72) as deformações máximas não aumentaram proporcionalmente com a extensão do *cantilever*, mantendo-se semelhantes, em todos os casos. Apenas se reporta um ligeiro decréscimo de deformação aquando o uso de pilar angulado.

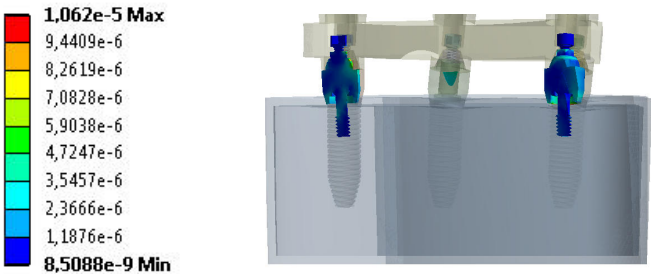


Fig. 70- Resultados do Ensaio V no modelo I (pilar e parafuso distal).

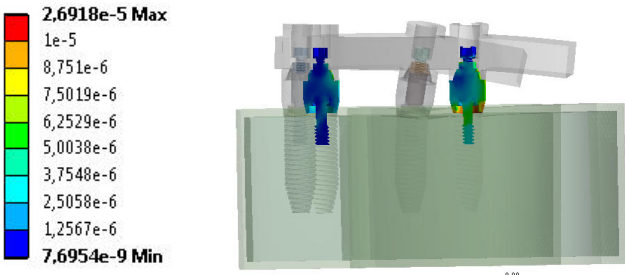
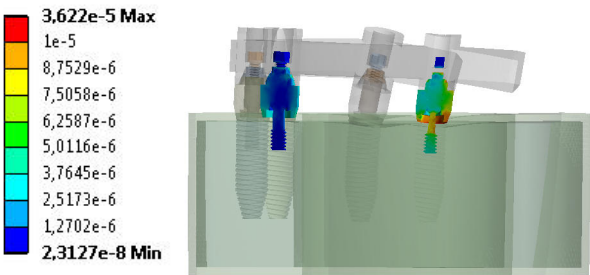
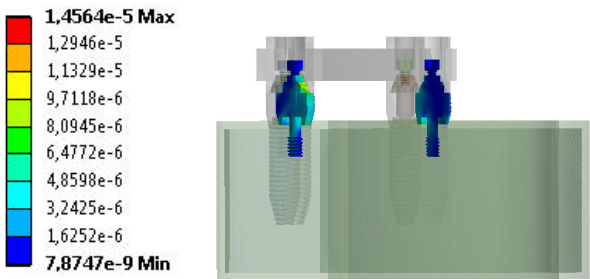
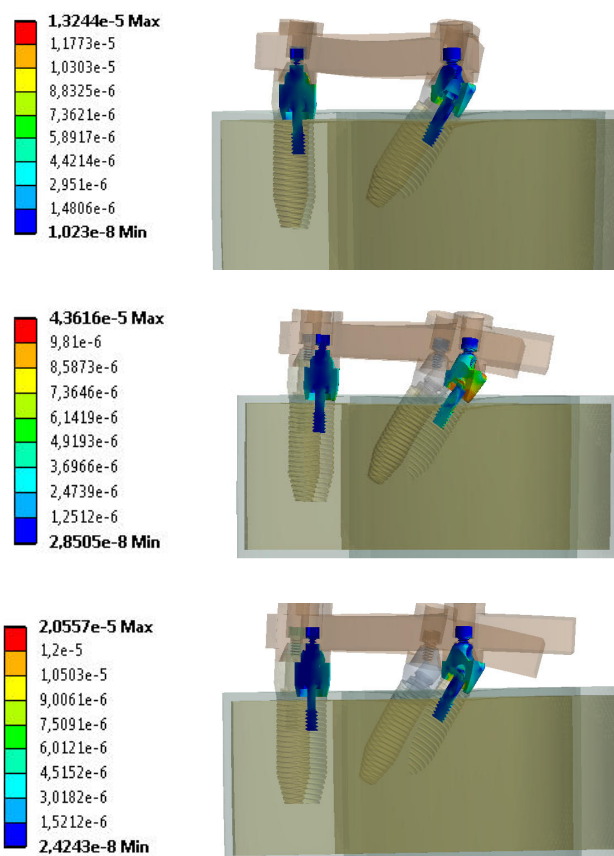


Fig. 71- Resultados do Ensaio V nos modelos II (pilar e parafuso distal).



**Fig. 72-** Resultados do Ensaio V nos modelos III (pillar e parafuso distal).

Os valores de tensão máxima (tensões de Von Mises, unidade MPa) obtidos nos diferentes modelos e nas cinco simulações de carga efectuadas encontram-se resumidos na **Tabela IV**. Os valores de deformação máxima registados em  $\mu\epsilon$  estão dispostos na **Tabela V**. As células de ambas as tabelas com os valores mais elevados estão destacadas a vermelho.

**Tabela IV** - Tensões máximas de Von Mises(MPa) obtidas em cada ensaio nos pilares e parafusos dos diferentes modelos, para cargas verticais e oblíquas de 10N.

ENSAIOS*	MODELOS	Tensões máximas (MPa) (cargas verticais)	Tensões máximas (MPa) (cargas oblíquas)
Ensaio I	Modelo I	2,45	6,88
	Modelo II (1)	2,45	7,12
	Modelo II (2)	2,37	6,84
	Modelo II (3)	2,37	8,94
	Modelo III (1)	2,99	8,50
	Modelo III (2)	3,28	10,59
	Modelo III (3)	3,19	9,99
Ensaio II	Modelo I	----	----
	Modelo II (1)	----	----
	Modelo II (2)	6,59	12,68
	Modelo II (3)	7,71	12,15
	Modelo III (1)	----	----
	Modelo III (2)	12,34	15,11
	Modelo III (3)	13,66	15,74
Ensaio III	Modelo I	0,42	0,86
	Modelo II (1)	1,11	0,90
	Modelo II (2)	0,7	2,62
	Modelo II (3)	1,02	2,16
	Modelo III (1)	0,75	1,28
	Modelo III (2)	1,04	3,14
	Modelo III (3)	1,53	1,64
Ensaio IV	Modelo I	1,51	1,32
	Modelo II (1)	1,51	1,54
	Modelo II (2)	1,56	1,53
	Modelo II (3)	1,49	1,53
	Modelo III (1)	1,72	1,48
	Modelo III (2)	1,72	1,44
	Modelo III (3)	1,72	1,48
Ensaio V	Modelo I	0,55	1,06
	Modelo II (1)	1,02	1,46
	Modelo II (2)	1,03	3,57
	Modelo II (3)	1,45	2,64
	Modelo III (1)	1,11	1,32
	Modelo III (2)	1,51	3,74
	Modelo III (3)	1,97	1,86

\*

Ensaio I: mesas oclusais do pilar distal.

Ensaio II: mesas oclusais do *cantilever*.

Ensaio III: mesas oclusais distribuídas por toda a reabilitação protética.

Ensaio IV: mesas oclusais distribuídas pelo sector anterior.

Ensaio V: mesas oclusais distribuídas pelos sectores posteriores.



**Tabela V** - Deformações máximas( $\mu\epsilon$ ) obtidas em cada ensaio nos pilares e parafusos nos diferentes modelos, para cargas verticais e oblíquas de 10N.

ENSAIOS*	MODELOS	Deformações máximas ( $\mu\epsilon$ )	Deformações máximas ( $\mu\epsilon$ )
		(cargas verticais)	(cargas oblíquas)
Ensaio I	Modelo I	$24,9 \times 10^{-6}$	$68,5 \times 10^{-6}$
	Modelo II (1)	$24,4 \times 10^{-6}$	$72,1 \times 10^{-6}$
	Modelo II (2)	$24,6 \times 10^{-6}$	$69,2 \times 10^{-6}$
	Modelo II (3)	$24,5 \times 10^{-6}$	$90,4 \times 10^{-6}$
	Modelo III (1)	$30,0 \times 10^{-6}$	$93,8 \times 10^{-6}$
	Modelo III (2)	$38,7 \times 10^{-6}$	$120 \times 10^{-6}$
	Modelo III (3)	$36,3 \times 10^{-6}$	$112 \times 10^{-6}$
Ensaio II	Modelo I	----	----
	Modelo II (1)	----	----
	Modelo II (2)	$68,4 \times 10^{-6}$	$129 \times 10^{-6}$
	Modelo II (3)	$82,6 \times 10^{-6}$	$123 \times 10^{-6}$
	Modelo III (1)	----	----
	Modelo III (2)	$133 \times 10^{-6}$	$167 \times 10^{-6}$
	Modelo III (3)	$139 \times 10^{-6}$	$179 \times 10^{-6}$
Ensaio III	Modelo I	$15,9 \times 10^{-6}$	$8,57 \times 10^{-6}$
	Modelo II (1)	$11,2 \times 10^{-6}$	$9,10 \times 10^{-6}$
	Modelo II (2)	$7,21 \times 10^{-6}$	$26,4 \times 10^{-6}$
	Modelo II (3)	$10,6 \times 10^{-6}$	$22,0 \times 10^{-6}$
	Modelo III (1)	$7,65 \times 10^{-6}$	$12,5 \times 10^{-6}$
	Modelo III (2)	$12,1 \times 10^{-6}$	$36,2 \times 10^{-6}$
	Modelo III (3)	$15,9 \times 10^{-6}$	$18,2 \times 10^{-6}$
Ensaio IV	Modelo I	$15,2 \times 10^{-6}$	$13,3 \times 10^{-6}$
	Modelo II (1)	$14,9 \times 10^{-6}$	$15,9 \times 10^{-6}$
	Modelo II (2)	$15,9 \times 10^{-6}$	$15,7 \times 10^{-6}$
	Modelo II (3)	$14,9 \times 10^{-6}$	$15,8 \times 10^{-6}$
	Modelo III (1)	$17,4 \times 10^{-6}$	$14,6 \times 10^{-6}$
	Modelo III (2)	$17,3 \times 10^{-6}$	$14,8 \times 10^{-6}$
	Modelo III (3)	$17,4 \times 10^{-6}$	$14,6 \times 10^{-6}$
Ensaio V	Modelo I	$5,55 \times 10^{-6}$	$10,6 \times 10^{-6}$
	Modelo II (1)	$10,6 \times 10^{-6}$	$14,5 \times 10^{-6}$
	Modelo II (2)	$10,3 \times 10^{-6}$	$36,2 \times 10^{-6}$
	Modelo II (3)	$14,4 \times 10^{-6}$	$26,9 \times 10^{-6}$
	Modelo III (1)	$11,7 \times 10^{-6}$	$13,2 \times 10^{-6}$
	Modelo III (2)	$17,6 \times 10^{-6}$	$43,6 \times 10^{-6}$
	Modelo III (3)	$21,6 \times 10^{-6}$	$20,5 \times 10^{-6}$

\*

Ensaio I: mesas oclusais do pilar distal.

Ensaio II: mesas oclusais do *cantilever*.

Ensaio III: mesas oclusais distribuídas por toda a reabilitação protética.

Ensaio IV: mesas oclusais distribuídas pelo sector anterior.

Ensaio V: mesas oclusais distribuídas pelos sectores posteriores.







## V – DISCUSSÃO

As reabilitações implanto-suportadas com quatro implantes têm sido alvo de diversas publicações científicas, ao nível das indicações, limitações e biomecânica dos implantes e do osso peri-implantar.(12, 15-17) No entanto, a análise do comportamento mecânico dos vários componentes protéticos, como sejam os parafusos protéticos e os pilares, dificilmente é encontrada na literatura disponível.

Assim, de acordo com os objetivos propostos, procedeu-se à análise biomecânica, em termos de tensão e deformação, dos pilares e parafusos deste tipo de reabilitação, por forma a se perceber a existência do elevado número de complicações protéticas, já anteriormente descrito.

Os estudos encontrados na literatura sobre a biomecânica das reabilitações totais tipo *All-on-four*, não podem ser diretamente comparados, já que cada um possui o seu próprio modelo, com características distintas entre si.

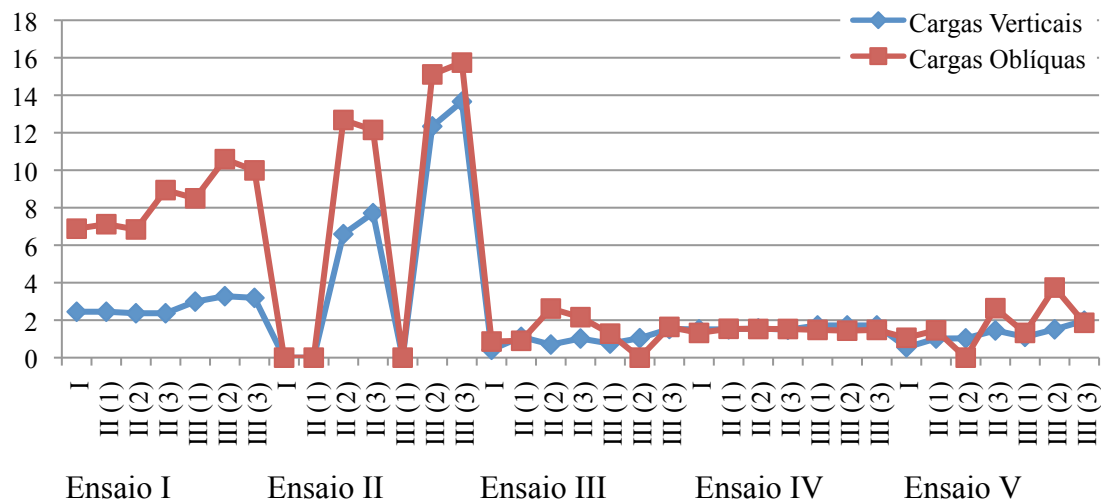
Na nossa investigação, foram observados valores de tensão e deformação mais elevados nos modelos III (quatro implantes, com os implantes distais angulados) aquando da simulação do Ensaio II (carga sobre o *cantilever*), com cargas oblíquas. Estes resultados estão em concordância com o esperado, na medida em que estamos perante uma aplicação de carga no *cantilever* mais extenso (10mm), com pilares angulados.(91, 92). A deformação máxima corresponde à mesma simulação.

O modelo com menor tensão verificada nos pilares foi o modelo I (prótese suportada por seis implantes) no Ensaio III (carga distribuída pela arcada) com cargas verticais. Enquanto a deformação mínima corresponde à simulação do Ensaio V (carga aplicada nos setores posteriores), no modelo I com cargas verticais. Neste caso, havendo distribuição de carga pelos seis implantes, tanto no Ensaio III como no V, é de se esperar que este fato resulte em menor tensão e deformação nos componentes.(93)

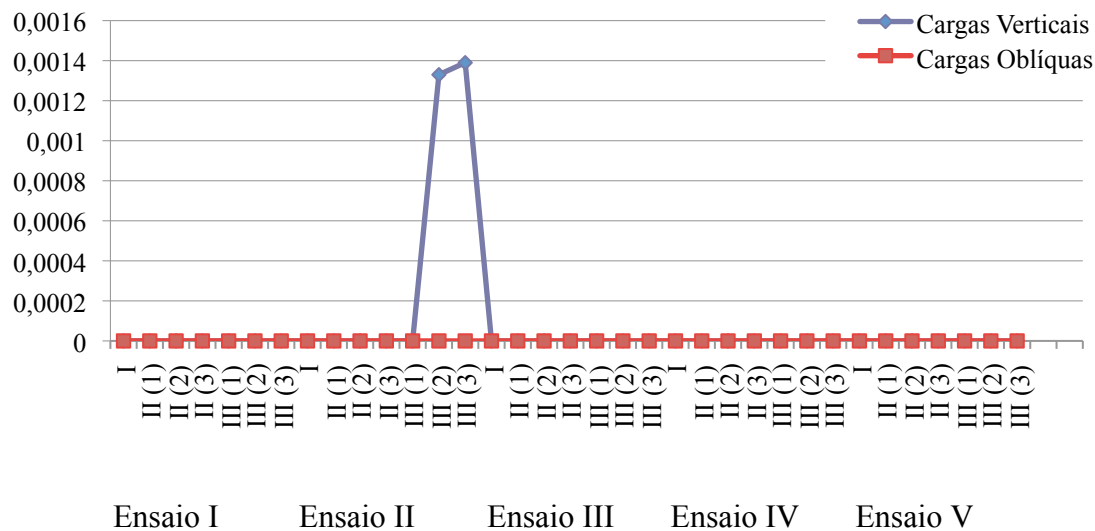
Num estudo comparativo de um protocolo de reabilitação com *All-on-four* e 4 implantes retos, Filho(94) reportou que, perante carga no elemento *cantilever*, obteve melhor distribuição de tensões no modelo com 4 implantes retos, com análise fotoelástica de distribuição de tensões.

No entanto, um estudo de Ayub(95) que compara também os dois tipos de reabilitações, mas com dois sistemas de implantes distintos (NobelBiocare para *All-on-four* e Neodent para Neopronto), definiu como melhor solução biomecânica o protocolo *All-on-four*, em pacientes cujos *cantilevers* das suas estruturas protéticas variavam de 10,96 a 18,81mm, o que é superior à dimensão do cantilever por nós estudada.

Os **Gráficos 1 e 2** permitem obter uma melhor visualização dos resultados que foram obtidos.



**Gráfico 1-** Tensões máximas de Von Mises (MPa) obtidas em cada ensaio nos pilares e parafusos dos diferentes modelos, para cargas verticais e oblíquas de 10N.



**Gráfico 2-** Deformações máximas de Von Mises (MPa) obtidas em cada ensaio nos pilares e parafusos dos diferentes modelos, para cargas verticais e oblíquas de 10N.

O modelo I regista maiores tensões e deformações junto à interface implante-pilar, sendo que no Ensaio IV (carga distribuída no setor anterior) foram observadas também tensões máximas na interface anel-parafuso do pilar.

A zona de maior concentração de tensões e deformações nos modelos com quatro implantes, foi verificada na interface implante-pilar, na zona distal nas cargas verticais, e linguais nas cargas oblíquas. A interface anel-parafuso do pilar distal foi também frequentemente observada com valores máximos de tensão em modelos sem *cantilever*, com cargas verticais, em todos os ensaios excepto o Ensaio I (carga anterior ao *cantilever*). Surgiu também, no modelo III (com implantes distais angulados) com cargas verticais, nos Ensaios II (carga no *cantilever*) e V (carga no setor posterior), uma zona de maior concentração de tensões na interface do pilar com o cilindro da estrutura, zona distal. Nas cargas oblíquas, em todos o ensaios, foi registada maior tensão e deformação na interface implante-pilar distal na zona lingual, exceto nos modelos sem cantilever do ensaio V que foram observadas na interface anel-parafuso na zona lingual.

Uma investigação de Nordeste(96) reportou também maior concentração de tensões no local mais frequentemente encontrado no presente estudo: a zona lingual ou distal da interface implante-pilar.

Um artigo de Silva et al.(93), também relatou zonas de tensões máximas que estão de acordo com os resultados do presente estudo. Este comparou uma reabilitação total com seis implantes com o conceito de *All-on-four* e não detetou diferenças na concentração de tensões nos dois modelos, sendo a zona distal da cabeça do implante o ponto de maior tensão. A existência de elementos em *cantilever* também provocou um aumento significativo de tensão.

Nos parafusos protéticos foram, em muitos casos, registadas tensões e deformações mínimas, sendo por isso zonas de menor tensão e deformação. Possivelmente aqui reside uma das limitações do método dos elementos finitos, já que ao simularmos conexões perfeitas entre os diversos componentes, e consequentemente passividade protética, existe uma distribuição equitativa de carga por todo o sistema, não havendo concentração de tensão nos parafusos protéticos.(75-77)

Relativamente às extensões em *cantilever*, apenas nas cargas verticais, nos Ensaios III (somente nos modelos III) e V se observou um aumento diretamente proporcional entre o aumento de tensão e um aumento de *cantilever*, de 51,0% (modelos III), 37,8% (modelos II) e 43,7% (modelos III) respetivamente.

Nos modelos com *cantilever*, nas cargas verticais, no ensaio II (carga no *cantilever*) houve também aumento de tensões em função do aumento da dimensão do *cantilever*. O mesmo se verificou com carga distribuída pela arcada nos modelos II (4 implantes retos). Os aumentos respetivos foram de 14,5%, 9,7% e 93,2%. Nas cargas oblíquas, foi também observada concordância, no ensaio com carga anterior ao *cantilever* nos modelos II, aumentando 23,5%, e nos Ensaios II (carga no *cantilever*) e IV (carga no sector anterior), nos modelos III (implantes distais angulados), aumentando 4,0% e 2,7%, respetivamente.

As tensões nos pilares aumentaram do Ensaio I para o Ensaio II, ou seja, consoante se aplica a carga no implante mais distal para a carga aplicada na extremidade do *cantilever*.

Comparando pilares angulados e pilares retos, em praticamente todos os ensaios se verifica que as tensões máximas aumentam com pilares angulados, em comparação com pilares retos. O maior aumento foi registado nas cargas verticais no Ensaio II (43,6%). As excepções foram no Ensaio IV nas cargas oblíquas, em que foram registados menores valores nos pilares angulados, e nos Ensaios III e V nas cargas oblíquas, em alguns modelos. As cargas oblíquas exibem menor aumento de tensão entre pilares retos e angulados.

Nas **Tabelas VI e VII**, são apresentados os aumentos percentuais de tensão máxima de Von Mises dos modelos onde foi verificado aumento da mesma em função do *cantilever* e de pilares angulados, respetivamente.

**Tabela VI** - Aumento percentual de tensões máximas Von Mises (MPa) em função do *cantilever*.

ENSAIOS*	MODELOS	CARGAS	TENSÕES MÁXIMAS Von Mises (MPa)	AUMENTO PERCENTUAL(%)
Ensaio I	Modelos II (excepto Modelo II (1))	Oblíquas	6,84 → 8,94	23,5
Ensaio II	Modelos II	Verticais	6,59 → 7,71	14,5
	Modelos III	Verticais	12,34 → 13,66	9,7
		Oblíquas	15,11 → 15,74	4,0
Ensaio III	Modelos II (excepto Modelo II (1))	Verticais	0,7 → 1,02	93,2
	Modelos III	Verticais	0,75 → 1,53	51,0
Ensaio IV	Modelos III (excepto Modelo III (1))	Oblíquas	1,44 → 1,48	2,7
Ensaio V	Modelos II	Verticais	1,02 → 1,45	37,8
	Modelos III	Verticais	1,11 → 1,97	43,7

\*

Ensaio I: mesas oclusais do pilar distal. ;Ensaio II: mesas oclusais do *cantilever*. ; Ensaio III: mesas oclusais distribuídas por toda a reabilitação protética. ; Ensaio IV: mesas oclusais distribuídas pelo sector anterior. ; Ensaio V: mesas oclusais distribuídas pelos sectores posteriores.

**Tabela VII** - Aumento percentual de tensões máximas Von Mises (MPa) em função de pilares angulados.

ENSAIOS*	MODELOS	CARGAS	TENSÕES MÁXIMAS Von Mises (MPa)	AUMENTO PERCENTUAL (%)
Ensaio I	Modelos II →	Verticais	2,45 → 3,28	25,3
	Modelos III	Oblíquas	8,94 → 10,59	15,6
Ensaio II	Modelos II →	Verticais	7,71 → 13,66	43,6
	Modelos III	Oblíquas	12,68 → 15,74	19,5
Ensaio III	Modelos II →	Verticais	1,11 → 1,53	27,5
	Modelos III	Oblíquas	2,62 → 3,14	16,6
Ensaio IV	Modelos II →	Verticais	1,56 → 1,72	9,3
	Modelos III	Oblíquas	----	----
Ensaio V	Modelos II →	Verticais	1,45 → 1,97	26,4
	Modelos III	Oblíquas	3,57 → 3,74	4,6

\*

Ensaio I: mesas oclusais do pilar distal. ; Ensaio II: mesas oclusais do *cantilever*. ; Ensaio III: mesas oclusais distribuídas por toda a reabilitação protética. ; Ensaio IV: mesas oclusais distribuídas pelo sector anterior. ; Ensaio V: mesas oclusais distribuídas pelos sectores posteriores.

Em 2013, Varinauskas et al.(92) avaliou o efeito do *cantilever* na distribuição de tensões nos parafusos protéticos de uma reabilitação mandibular tipo *All-on-four*. O autor concluiu que as tensões nos parafusos distais aumentam consoante a carga se aplica no implante mais distal ou na extremidade do *cantilever*, o que está de acordo com o nosso estudo. Também foi detetado que conforme aumenta o *cantilever*, aumenta a tensão nos parafusos, o que está em concordância com esta investigação.

Bevilacqua et al.(97) compararam as tensões nas estruturas, implantes e osso após variação de angulação dos implantes distais, em protocolos com a técnica *All-on-four*. Foram detetadas maiores zonas de tensão na interface estrutura-implante distal, quando aplicada uma carga no *cantilever*, o que é comum aos nossos resultados.

Sertgoz e Guvener(91) relataram também conclusões semelhantes num estudo com uma prótese implanto-suportada total com 6 implantes, com aumento proporcional de tensão em função do *cantilever*.

Recentemente, Ferreira et al.(64) estudaram a influência da rigidez da prótese, com e sem carga imediata, numa reabilitação mandibular com a técnica de *All-on-four*. Os

autores verificaram que as tensões nos parafusos protéticos aumentam com prótese sem infra-estrutura, carga imediata e *cantilever* suportado por um barra distal.

Na maioria dos ensaios, as cargas oblíquas provocam maiores tensões e deformações nos pilares, comparativamente com cargas retas e por norma essas tensões são menos concentradas numa área.

De forma a simular cargas mastigatórias normais e máximas semelhantes às verificadas na cavidade oral, os valores das simulações com 10N foram multiplicados para corresponderem aos valores constantes nas **Tabelas VIII e IX**.

Nas tabelas mencionadas estão destacados os valores (em negrito) de tensões máximas superiores à tensão de limite elástico do titânio comercialmente puro de grau II (uma vez que as tensões máximas foram registadas nos pilares protéticos).



**Tabela VIII - Tensões máximas Von Mises (MPa) observadas nas cargas verticais.**

ENSAIOS	MODELOS	10N	50N	100N	200N	300N	400N	500N
Ensaio I	Modelo I	2,45	12,2	24,5	49	73,5	98	122,5
	Modelo II (1)	2,45	12,2	24,5	49	73,5	98	122,5
	Modelo II (2)	2,37	11,8	23,7	47,4	71,1	94,8	118,5
	Modelo II (3)	2,37	11,8	23,7	47,4	71,1	94,8	118,5
	Modelo III (1)	2,99	14,9	29,9	59,8	89,7	119,6	149,5
	Modelo III (2)	3,28	16,4	32,8	65,6	98,4	131,2	164
	Modelo III (3)	3,19	15,9	31,9	63,8	95,7	127,6	129,5
Ensaio II	Modelo I	----	----	----	----	----	----	----
	Modelo II (1)	----	----	----	----	----	----	----
	Modelo II (2)	6,59	32,9	65,9	131,8	197,7	263,6	<b>329,5</b>
	Modelo II (3)	7,71	38,5	77,1	154,2	231,3	<b>308,4</b>	<b>385,5</b>
	Modelo III (1)	----	----	----	----	----	----	----
	Modelo III (2)	12,34	61,7	12,3	246,8	<b>370,2</b>	<b>493,6</b>	<b>617</b>
	Modelo III (3)	13,66	68,3	136,6	273,2	<b>409,8</b>	<b>546,4</b>	<b>683</b>
Ensaio III	Modelo I	0,42	2,1	4,2	8,4	12,6	16,8	21
	Modelo II (1)	1,11	5,5	11,1	22,2	33,3	44,4	55,5
	Modelo II (2)	0,7	3,5	7	14	21	28	35
	Modelo II (3)	1,02	5,1	10,2	20,4	30,6	40,8	51
	Modelo III (1)	0,75	3,8	7,5	15	22,5	30	37,5
	Modelo III (2)	1,04	5,2	10,4	20,8	31,2	41,6	52
	Modelo III (3)	1,53	7,7	15,3	30,6	45,9	61,2	76,5
Ensaio IV	Modelo I	1,51	7,5	15,1	30,2	45,3	20,4	75,5
	Modelo II (1)	1,51	7,5	15,1	30,2	45,3	20,4	75,5
	Modelo II (2)	1,56	7,8	15,6	31,2	46,8	62,4	78
	Modelo II (3)	1,49	7,4	14,9	29,8	47,4	59,6	74,5
	Modelo III (1)	1,72	8,6	17,2	34,4	51,6	68,8	86
	Modelo III (2)	1,72	8,6	17,2	34,4	51,6	68,8	86
	Modelo III (3)	1,72	8,6	17,2	34,4	51,6	68,8	86
Ensaio V	Modelo I	0,55	2,8	5,5	11	16,5	22	27,5
	Modelo II (1)	1,02	5,1	10,2	20,4	30,6	40,8	51
	Modelo II (2)	1,03	5,1	10,3	20,6	30,9	41,2	51
	Modelo II (3)	1,45	7,3	14,5	29	43,5	58	72,5
	Modelo III (1)	1,11	5,6	11,1	22,2	33,3	44,4	55,5
	Modelo III (2)	1,51	7,6	15,1	30,2	45,3	20,4	75,5
	Modelo III (3)	1,97	9,9	19,7	39,4	59,1	78,8	98,5

**Tabela IX** -Tensões máximas Von Mises (MPa) observadas nas cargas oblíquas.

ENSAIOS	MODELOS	10N	50N	100N	200N	300N	400N	500N
Ensaio I	Modelo I	6,88	34,4	68,8	137,6	206	<b>275,2</b>	<b>344</b>
	Modelo II (1)	7,12	35,6	71,2	142,4	213,6	<b>284,8</b>	<b>356</b>
	Modelo II (2)	6,84	34,2	68,4	136,8	205,2	273,6	<b>342</b>
	Modelo II (3)	8,94	44,7	89,4	178,8	268,2	<b>357,6</b>	<b>447</b>
	Modelo III (1)	8,50	42,5	85	170	255	<b>340</b>	<b>425</b>
	Modelo III (2)	10,59	53	105,9	211,8	<b>317,7</b>	<b>423,6</b>	<b>529,5</b>
	Modelo III (3)	9,99	50	99,9	198	<b>297</b>	<b>396</b>	<b>499,5</b>
Ensaio II	Modelo I	----	----	----	----	----	----	----
	Modelo II (1)	----	----	----	----	----	----	----
	Modelo II (2)	12,68	63,4	126,8	253,6	<b>380,4</b>	<b>507,2</b>	<b>634</b>
	Modelo II (3)	12,15	60,8	121,5	243	<b>364,5</b>	<b>486</b>	<b>607,5</b>
	Modelo III (1)	----	----	----	----	----	----	----
	Modelo III (2)	15,11	75,6	151,1	<b>302,2</b>	<b>453,3</b>	<b>604,4</b>	<b>755,5</b>
	Modelo III (3)	15,74	78,7	157,4	<b>314,8</b>	<b>472,2</b>	<b>629,6</b>	<b>787</b>
Ensaio III	Modelo I	0,86	4,3	8,6	17,2	25,8	34,4	43
	Modelo II (1)	0,90	4,5	9	18	27	36	45
	Modelo II (2)	2,62	13,1	26,2	52,4	78,6	104,8	131
	Modelo II (3)	2,16	10,8	21,6	43,2	64,8	86,4	108
	Modelo III (1)	1,28	6,4	12,8	25,6	38,4	51,2	64
	Modelo III (2)	3,14	15,7	31,4	62,8	94,2	125,6	157
	Modelo III (3)	1,64	8,2	16,4	32,8	49,2	65,6	82
Ensaio IV	Modelo I	1,32	6,6	13,2	26,4	39,6	52,8	66
	Modelo II (1)	1,54	7,7	15,4	30,8	46,2	61,6	77
	Modelo II (2)	1,53	7,7	15,3	30,6	45,9	61,2	76,5
	Modelo II (3)	1,53	7,7	15,3	30,6	45,9	61,2	76,5
	Modelo III (1)	1,48	7,4	14,8	29,6	44,4	59,2	74
	Modelo III (2)	1,44	7,2	14,4	28,8	43,2	57,6	72
	Modelo III (3)	1,48	7,4	14,8	29,6	44,4	59,2	74
Ensaio V	Modelo I	1,06	5,3	10,6	21,2	31,8	42,4	53
	Modelo II (1)	1,46	7,3	14,6	29,2	43,8	58,4	73
	Modelo II (2)	3,57	17,9	35,7	71,4	107,1	142,8	178,5
	Modelo II (3)	2,64	13,2	26,4	50,8	79,2	105,6	132
	Modelo III (1)	1,32	6,6	13,2	26,4	39,6	52,8	66
	Modelo III (2)	3,74	18,7	37,4	74,8	112,2	149,6	187
	Modelo III (3)	1,86	9,3	18,6	37,2	55,8	74,4	93

Os valores de tensão e deformação máximos encontrados nos pilares foram superiores em alguns casos aos valores de tensão do limite elástico do titânio. Por exemplo, nos casos em que a carga foi aplicada no *cantilever* verificaram-se valores máximos de 787MPa (com cargas oblíquas de 500N).

Foi apenas nos Ensaio I e II, que se reportaram valores acima da tensão de limite elástico do titânio. Este fato aumenta bastante a possibilidade de falha mecânica dos materiais, ao promover a deformação plástica do titânio. No entanto, importa também realçar que se tratam de situações limite, de uma simulação numérica, com aplicação de carga isolada no elemento em *cantilever* ou anterior a este. Uma carga tão elevada, apenas num único elemento, é algo que dificilmente acontece na cavidade oral.

Como já descrito, a biomecânica de uma reabilitação total não pode ser comparável à de uma reabilitação parcial ou unitária pela diferente estabilização proporcionada e, logo, pela resposta às forças aplicadas. É de salientar a dificuldade em encontrar estudos biomecânicos dos componentes protéticos nas reabilitações totais implanto-suportadas, pelo que nos parece ser necessário a realização de mais estudos biomecânicos desta temática para perceber a influência das cargas oclusais sobre os vários componentes protéticos.

A estabilidade da interface entre os diferentes componentes protéticos numa reabilitação implanto-suportada é um fator importante para o sucesso de toda a reabilitação. Os diferentes sistemas variam na geometria dos componentes e da sua conexão e material do parafuso. O desenho do parafuso (forma, espiras e cabeça), o seu material e a força de aperto são parâmetros decisivos para a estabilidade do mesmo.(98)

Pelas observações das concentrações de tensões, podem-se efetuar também algumas inferências sobre a oclusão nestes pacientes com próteses implanto-suportadas. Contatos oclusais em relação cêntrica são os mais favoráveis, já que cargas não axiais parecem promover tensões mais elevadas nas estruturas em análise. Durante movimentos excêntricos, este tipo de prótese deve permitir o mínimo de contatos funcionais a fim de evitar forças oblíquas com aumento dos níveis de tensão nos pilares protéticos.(99)

O presente estudo, devido à sua natureza biomecânica, apresenta também algumas limitações e simplificações. Sempre que é utilizado o método dos elementos finitos, o modelo definido deverá ser o mais exato possível. No entanto, a complexidade geométrica de várias estruturas origina muitas vezes uma simplificação, de forma a facilitar o processamento informático e evitar erros de análise. Consequentemente, é

apenas conseguida uma aproximação às características das estruturas. Contudo, as mesmas simplificações existem em todos os estudos de implantes que utilizam o método dos elementos finitos.(64, 92, 93, 97, 100)

A mandíbula foi modelada como um bloco constituído por uma camada externa de osso cortical e uma camada interna de osso trabecular. Foi considerada uma situação clínica ideal de uma osteointegração perfeita entre osso-implante, e de um encaixe perfeito entre todas as estruturas protéticas. As interfaces implante-pilar e pilar-prótese não foram modeladas e as conexões foram consideradas rígidas. Sendo um estudo comparativo, estas condições não interferiram nos resultados, na medida em que foram reproduzidas de igual modo em todos os modelos. Os implantes distais nos modelos III ficaram ligeiramente supra-ósseos para ficar ao mesmo plano que os implantes anteriores, por forma a eliminar essa variável, e permitir a comparação entre vários modelos. Assim os resultados da modelação devem ser interpretados como tendências de variações de tensão e deformação em condições simuladas virtualmente.

Adicionalmente, as condições de fronteira foram consideradas rígidas, não representando fielmente a acção dos componentes do sistema estomatognático, de forma a simplificar o modelo e permitir a aplicação da análise em elementos finitos.

As cargas aplicadas nas diferentes simulações basearam-se em valores médios de estudos anteriores para pacientes reabilitados com próteses totais implanto-suportadas.(64, 92, 93, 97, 101, 102) No entanto, estas cargas são frequentemente influenciadas por local da arcada, arcada antagonista, hábitos alimentares, género, idade e hábitos parafuncionais do paciente, como anteriormente referido.(27, 42)

Por último, refira-se que o objetivo deste estudo não foi reportar valores absolutos de tensão nos diferentes componentes protéticos mas sim comparar níveis de tensão com diferentes soluções protéticas.

Pelo apresentado, não será então indicado transpôr diretamente os valores obtidos para a prática clínica. A distribuição de tensões e deformações referida nesta investigação pretende orientar o clínico nas situações clínicas apresentadas. Contudo, todos os casos clínicos devem merecer uma análise cuidada em função das suas próprias especificidades.

## **VI – CONCLUSÕES**



## VI – CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que:

- As situações clínicas em que é efetuada uma prótese sobre 6 implantes, sem o elemento *cantilever* e apenas com pilares retos, é a que apresenta uma solução biomecânica mais favorável, sendo que foram registadas menores tensões nos pilares protéticos no ensaio com carga vertical em toda a arcada. A deformação mínima corresponde ao mesmo modelo mas em carga posterior;
- Foram observados maiores valores de tensão nos pilares protéticos no ensaio com carga aplicada no *cantilever*, em cargas oblíquas, no modelo com implantes e pilares angulados distais e extensão distal máxima de 10mm. A deformação máxima corresponde à mesma simulação;
- A zona de maior concentração de tensões e deformações nos modelos com 4 implantes foi verificada na interface implante-pilar na zona distal nas cargas verticais e linguais nas cargas oblíquas;
- Nos parafusos protéticos foram, em muitos casos, registadas tensões e deformações mínimas, sendo por isso zonas de menor tensão e deformação;
- Os valores de tensão e deformação máximos encontrados nos pilares angulados ultrapassaram aos valores de tensão de limite elástico do titânio utilizado, em situações de cargas superiores a 200N, sendo por isso mais susceptíveis a falha mecânica;
- Relativamente ao elemento *cantilever*, é relevante que o aumento do mesmo proporcionou um aumento de tensões e correspondentes deformações nos pilares protéticos. O maior aumento de 93,2% foi registado no ensaio com carga distribuída na arcada com cargas verticais, nos modelos com 4 implantes retos;
- Verificou-se um aumento de tensões e deformações aquando do uso de pilares angulados, em detrimento dos pilares retos. O maior aumento registado foi de 43,6% no ensaio com aplicação de carga no elemento *cantilever* nas cargas verticais.





## **VII– BIBLIOGRAFIA**



## VII - BIBLIOGRAFIA

1. Misch C. Implantes Dentários Contemporâneos Edição, editor. São Paulo: Editora Santos; 2006.
2. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(3):434-41.
3. Lindhe J LN, Karring T. Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral. Edição, editor. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005.
4. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1986;1(1):11-25.
5. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. J Dent Res. 2012;91(3):242-8.
6. Lucas R GR, Pinheiro M, Pinheiro A, Alto R, . Factores que afectam a osteointegração dos implantes - Revisão. International Journal of Science Dentistry. 2013;1(39).
7. The Glossary of Prosthodontic Terms. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2005;94(1):10-92.
8. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. The Journal of oral implantology. 2011;37(4):431-45.
9. Novaes L SZ. Prótese total sobre implante: técnicas contemporâneas e satisfação do paciente. Intern Journal of Dentistry. 2008;7(1):50-62.
10. Francetti L, Corbella S, Taschieri S, Cavalli N, Del Fabbro M. Medium- and Long-Term Complications in Full-Arch Rehabilitations Supported by Upright and Tilted Implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2013.
11. Branemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. Clinical oral implants research. 1995;6(4):227-31.
12. Malo P NM, Lopes A. The Rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees os resorption with four or more immediately loaded implants: a 5 year retrospective study and a new classification. Eur J Oral Implantol. 2011;4(3):227-43.
13. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983;50(3):399-410.

14. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(4):612-21.
15. Agliardi E, Panigatti S, Clerico M, Villa C, Malo P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical oral implants research*. 2010;21(5):459-65.
16. Babbush CA, Kanawati A, Kotsakis GA, Hinrichs JE. Patient-related and financial outcomes analysis of conventional full-arch rehabilitation versus the All-on-4 concept: a cohort study. *Implant dentistry*. 2014;23(2):218-24.
17. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14 Suppl 1:e139-50.
18. Agliardi E, Clerico M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence international*. 2010;41(4):285-93.
19. Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(5):722-30.
20. Heydecke GT, JM.Lund, JP.feine, JS. The impact of conventional and implant supported prostheses on social and sexual activities in edentulous adults. *Journal of dentistry*. 2005;33(8):649-57.
21. Mericske-Stern R. Managements of the edentulous patient. *Clinical oral implants research*. 2000;11(suppl. 1):108-25.
22. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical oral implants research*. 2012;23 Suppl 6:163-201.
23. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2012;27(1):102-10.
24. Ortorp A, Jemt T. Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(4):311-22.
25. Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2009;24 Suppl:69-85.

26. Zurdo J, Romao C, Wennstrom JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2009;20 Suppl 4:59-66.
27. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
28. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1993;8(1):19-31.
29. Sakaguchi RLB, S. . Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1993;8:655-61.
30. Jorneus TJ, T. Carlsson, L. . Loads and designs of screw joints fo single crown supported by osseointegrated implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1992;7:353-59.
31. Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*. 1997;5(4):253-73.
32. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical oral implants research*. 2005;16(1):26-35.
33. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(2):121-32.
34. Heydecke G, Zwahlen M, Nicol A, Nisand D, Payer M, Renouard F, et al. What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2012;23 Suppl 6:217-28.
35. Ravald N, Dahlgren S, Teiwik A, Grondahl K. Long-term evaluation of Astra Tech and Branemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12-15 years. *Clinical oral implants research*. 2013;24(10):1144-51.
36. Malo P, de Araujo Nobre M, Borges J, Almeida R. Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2012;21(4):256-64.
37. Testori T, Mandelli F, Mantovani M, Taschieri S, Weinstein RL, Del Fabbro M. Tilted trans-sinus implants for the treatment of maxillary atrophy: case series of 35 consecutive patients. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2013;71(7):1187-94.

38. Sakaguchi RP, J. Craig's Restorative Dental Materials. 13º, editor. USA: Elsevier Mosby; 2012. 1-4 p.
39. Kina S BA, Almilhati H, Fujiy F, . Propriedades físicas e mecânicas das cerâmicas dentais. In: 9º Congresso Paulista de Técnicos em Prótese Dentária e, editor. Actualização em Prótese Dentária - Procedimentos clínico e laboratorial São Paulo2005.
40. Anusavice K. Phillips, Materiais Dentários. 11º, editor. Rio de Janeiro: Elsevier USA; 2005.
41. Shimada A, Yamabe Y, Torisu T, Baad-Hansen L, Murata H, Svensson P. Measurement of dynamic bite force during mastication. Journal of oral rehabilitation. 2012;39(5):349-56.
42. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. Journal of dentistry. 2002;30(7-8):271-82.
43. Rangert B. Mechanical and biomechanical guidelines for the use of Branemark System--clinical studies. Australian prosthodontic journal / Australian Prosthodontic Society. 1993;7 Suppl:45-9.
44. Rangert B. Biomechanics of the Branemark system. Australian prosthodontic journal / Australian Prosthodontic Society. 1995;9 Suppl:39-48.
45. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. J Prosthet Dent. 1999;81(5):553-61.
46. Hoshaw SJ BJ, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodelling. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1994;9:345-60.
47. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. Clinical oral implants research. 2000;11(5):465-75.
48. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. J Prosthet Dent. 1986;56(2):226-9.
49. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. Acta odontologica Scandinavica. 1977;35(6):297-303.
50. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. Scandinavian journal of dental research. 1977;85(3):200-8.
51. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1987;2(2):101-8.

52. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion. Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD. 1995;7(5):25-9.
53. Mailath G, Stoiber B, Watzek G, Matejka M. [Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study]. Zeitschrift fur Stomatologie. 1989;86(4):207-16.
54. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1989;4(4):333-40.
55. Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. Journal of applied oral science : revista FOB. 2010;18(2):178-85.
56. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1996;11(3):351-9.
57. Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H, Journal of engineering in medicine. 1992;206(4):233-41.
58. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. The Journal of oral implantology. 1997;23(3):104-11.
59. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. Implant dentistry. 1998;7(4):355-68.
60. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists. 1993;2(3):183-9.
61. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1998;13(2):253-62.
62. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983;49(6):843-8.
63. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1995;10(2):188-98.
64. Ferreira MB, Barao VA, Delben JA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures.

- Materials science & engineering C, Materials for biological applications. 2014;38:306-14.
65. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
66. Taylor TD. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1991;6(3):329-37.
67. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1996;75(3):285-91.
68. Murphy WM, Williams KR, Gregory MC. Stress in bone adjacent to dental implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1995;22(12):897-903.
69. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1990;5(1):70-7.
70. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):158-64.
71. Rangert B, Gunne J, Glantz PO, Svensson A. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. An in vivo study. *Clinical oral implants research*. 1995;6(1):40-6.
72. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate functional loading of Branemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clinical oral implants research*. 1999;10(1):8-15.
73. Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(6):824-30.
74. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *Journal of biomedical materials research*. 1998;43(2):192-203.
75. Gomes EA, Assuncao WG, Tabata LF, Barao VA, Delben JA, de Sousa EA. Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2009;20(6):2000-5.
76. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2002;11(1):30-40.
77. Assuncao WG, Gomes EA, Rocha EP, Delben JA. Three-dimensional finite element analysis of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2011;26(4):788-96.



78. Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29(3):608-21.
79. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1996;11(5):620-5.
80. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*. 1996;76(5):500-9.
81. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1994;9(2):169-78.
82. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2006;9(4):257-70.
83. Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009;20(4):1173-7.
84. Sreirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2010;21(3):425-32.
85. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*. 1976;55(5):772-7.
86. Wright KW, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J Prosthet Dent*. 1979;42(4):411-6.
87. Farah JW, Hood JA, Craig RG. Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. *J Dent Res*. 1975;54(1):10-5.
88. Lewis G. A parametric finite element analysis study of the stresses in an endosseous implant. *Biomed Mater Eng*. 1994;4(7):495-502.
89. Lekholm UZ, G. Branemark, P. Alberktsson T. Patient selection and preparation in Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago USA: Quintessence; 1985. 99-209 p.
90. Boyer RW, Collings E. *Materials properties handbook: titanium alloys USA*: ASM International; 1994.
91. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):165-9.

92. Varinauskas VD, S. Kubilius, M. Kubilius, R. . Influence of cantilever length on stress distribution in fixation screws of All-on-4 full-arch bridge. *Mechanika*. 2013;19(3):260-3.
93. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre J, Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2010;25(2):239-46.
94. Filho R. Análise fotoelástica de distribuição de tensões em implantes paralelos e em protocolo All-on-four. Campinas, Brazil: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2010.
95. Ayub E. Estudo de dois sistemas de reabilitação com implantes submetidos à ativação imediata: análise clínica, radiográfica e da estabilidade, por frequência de ressonância. Bauru, Brazil: Faculdade de Odontologia de Bauru; 2007.
96. Nordeste I. Análise da distribuição de tensões em implantes angulados: um estudo in vitro: FMDUP; 2012.
97. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent*. 2011;105(1):5-13.
98. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent*. 1998;79(4):430-2.
99. Faulkner MG, Wolfaardt JF, Chan A. Measuring abutment/implant joint integrity with the Periotest instrument. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;14(5):681-8.
100. Barao VA, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assuncao WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2013;46(7):1312-20.
101. Faverani L FG, Jardim E, Okamoto R, Shinohara E, Assunção W, Junior I. *Implantes Osseointegrados: Evolução e Sucesso*. Bauru: Salusvita; 2011.
102. Faverani LP, Barao VA, Ramalho-Ferreira G, Delben JA, Ferreira MB, Garcia Junior IR, et al. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Materials science & engineering C, Materials for biological applications*. 2014;37:164-70.